

**SAVONIA**



OPINNÄYTETYÖ - YLEMPI AMMATTIKORKEAKOULUTUTKINTO  
SOSIAALI- JA TERVEYSALA

# SÄTEILYN SIRONTA TIETOKONETOMOOGRAFIASSA

Kuvausjännitteen ja potilaskoon vaikutus säteilyannosnopeuteen

TEKIJÄ Eeva-Maija Järvi

Koulutusala Sosiaali-, terveys- ja liikunta-ala		
Tutkinto-ohjelma Radiografian kliinisen asiantuntijan tutkinto-ohjelma		
Työn tekijä Eeva-Maija Järvi		
Työn nimi Säteilyn sironta tietokonetomografiassa: kuvausjännitteen ja potilaskoon vaikutus säteilyannosnopeuteen		
Päiväys	31.1.2025	67/2
Yhteistyötaho Kanta-Hämeen hyvinvointialue		
<p>Ionisoiva säteily, kuten tietokonetomografia (TT) on olennainen osa lääketieteellistä kuvantamista, jonka tutkimusmäärät ovat Suomessa kasvaneet noin 5 % vuosittain. Vaikka TT-tutkimukset tarjoavat keskeistä tietoa diagnosoimiseen ja hoidon tueksi, ionisoivan säteilyn tunnetut terveyshaitat korostavat tarvetta ymmärtää säteilyn käyttäytymistä paremmin tutkimusolosuhteissa. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli määrittää siroavasta säteilystä aiheutuva annosnopeus TT-tutkimushuoneessa sekä selvittää, miten kuvausjännitteen ja potilaan koko vaikuttavat tähän annosnopeuteen. Tavoitteena oli tuottaa mitattua tietoa säteilyn sironnasta TT-tutkimushuoneessa ja muodostaa säteilyn sirontakartat TT-tutkimushuoneesta. Tällainen tieto tukee säteilysuojelun edistämistä ja turvallisempien käytäntöjen kehittämistä haittojen minimoimiseksi.</p> <p>Tutkimuksessa käytettiin kvantitatiivista tutkimusmenetelmää, jossa keskityttiin säteilymittauksiin TT-tutkimushuoneessa. Tutkimushuoneen lattiaan merkittiin 40 mittauspistettä, joita käytettiin säteilymittarin asemoimiseen neljässä asetelmassa käyttäen 16 cm:n ja 32 cm:n TT-annosindeksifantomeja sekä 100 kV:n ja 120 kV:n kuvausjännitteitä. Fantomit edustivat erikokoisia potilaita. Mittaukset suoritettiin Kanta-Hämeen keskussairaalassa käyttäen Siemens Somatom Edge Plus TT-laitetta, ja säteilyn mittaamiseen käytettiin RTI Scatter Probe -mittaria, joka on suunniteltu siroavan säteilyn mittaukseen. Tutkimuksessa kerättiin yhteensä 880 mittaustulosta, joista 80 oli uusintamittauksia luotettavuuden varmistamiseksi. Tulosten analysointi toteutettiin varianssianalyysillä sekä graafisella tarkastelulla. Tulokset esitettiin kaavioina ja säteilyn sirontakarttoina, havainnollistamaan säteilyn voimakkuuden vaihtelua tutkimushuoneessa eri kuvausjännitteiden ja fantomikojen yhdistelmissä.</p> <p>Tulokset osoittivat, että säteilyn sironnasta johtuvat annosnopeudet vaihtelivat merkittävästi mittauspisteiden ja tutkimusasetelmien välillä. Annosnopeudet olivat odotetusti alhaisempia mittauspisteissä, jotka sijaitsivat kauempana TT-laitteen isentristä tai gantryn suojaamilla alueilla laitteen sivuilla, sekä käytettäessä matalampaa kuvausjännitettä tai pienempää fantomia. Tutkimuksessa kuvausjännitteen vaikutus havaittiin merkittävämmäksi tekijäksi kuin potilaan koko. Esimerkiksi 120 kV:n kuvausjännitteen käyttö 16 cm:n fantomilla johti 1,7 kertaa suurempaan annosnopeuteen verrattuna 100 kV:n jännitteeseen samassa mittauspisteessä. Tulokset olivat yhteneväisiä soveltuvin osin aiempien tutkimusten kanssa ja tarjosivat tärkeää tietoa säteilysuojelun kehittämiseen sekä potilaiden että terveydenhuollon henkilöstön turvallisuuden parantamiseen. Saatut tulokset voivat auttaa säteilyannosten optimoinnissa ja tarpeettoman säteilyaltistuksen minimoimisessa, esimerkiksi käyttämällä tässä työssä määritettyjä sirontakarttoja henkilöstön kouluttamiseen. Jatkotutkimusaiheena voisi olla vastaavanlainen mittaustutkimus saman TT-laitteen uusissa tiloissa, tutkien huoneen geometrisia vaikutuksia säteilyn sirontaan ja vertailla saatuja tuloksia koneoppimismallin tuottamaan sirontaennusteseen.</p>		
Avainsanat tietokonetomografia, siroava säteily, säteilysuojelu, kuvausjännite, potilaan koko		

Field of Study Social Services, Health and Sports	
Degree Programme Master's Degree Programme in Radiography	
Author Eeva-Majja Järvi	
Title of Thesis Radiation scattering in computed tomography: the impact of tube voltage and patient size on radiation dose rate	
Date 31.1.2025	Pages/Appendices 67/2
Client Organisation /Partners Wellbeing Services County of Kanta-Häme	
<p><b>Abstract</b></p> <p>Ionizing radiation used in computed tomography (CT) is an essential component of medical imaging. In Finland, the number of CT examinations has increased by approximately 5% annually. While CT scans provide critical information to support diagnosis and treatment, the known health risks of ionizing radiation highlight the need for a better understanding how radiation scatters in clinical settings. This study aimed to determine the dose rate caused by scattered radiation in a CT examination room and to investigate how tube voltage and patient size affect this dose rate. The goal was to provide measured data on scatter radiation in the CT examination room and create scatter maps to support the advancement of radiation protection and the development of safer practices to minimize risks.</p> <p>The study employed a quantitative research method, focusing on radiation measurements within the CT examination room. A grid of 40 measurement points was marked on the floor to position the scatter radiation in four different imaging setups using 16 cm and 32 cm CTDI-phantoms with tube voltages of 100 kV and 120 kV. The phantoms represented patients of varying sizes. Measurements were conducted at Kanta-Häme Central Hospital using a Siemens Somatom Edge Plus CT scanner, with the RTI Scatter Probe used to measure scattered radiation. A total of 880 measurements were collected, including 80 repeat measurements to ensure reliability. Data analysis was performed using analysis of variance (ANOVA) and graphical inspection. The results were presented as diagrams and scatter maps, illustrating the variations in radiation dose rate throughout the room under different tube voltage and phantom size combinations.</p> <p>The results demonstrated significant variation in dose rates caused by scattered radiation across different measurement points and setups. Dose rates were predictably lower at points further from the CT scanner's isocenter or in areas shielded by the gantry's protective structures. Lower tube voltages and smaller phantoms also corresponded to lower dose rates. Tube voltage was identified as a more significant factor affecting dose rates than patient size. For instance, using a tube voltage of 120 kV with a 16 cm phantom resulted in a 1.7-fold increase in dose rate compared to 100 kV in the same measurement point. The findings aligned with previous studies where applicable and provided valuable insights for improving radiation protection and enhancing the safety of both patients and healthcare personnel. The results can contribute to dose optimization and the reduction of unnecessary radiation exposure, such as by using the scatter maps developed in this study to train staff.</p> <p>As a recommendation for further research, a similar measurement study could be conducted in the new CT facilities to investigate the effects of room geometry on radiation scatter and compare the findings to scatter predictions generated by a machine learning model.</p>	
<p><b>Keywords</b> computed tomography, scatter radiation, radiation protection, tube voltage, patient size</p>	

## SISÄLTÖ

1	JOHDANTO.....	7
2	TIETOKONETOMOGRAFIA LÄÄKETIETEELLISESSÄ KUVANTAMISESSA.....	9
2.1	Tietokonetomografian peruseriaate.....	9
2.2	Tietokonetomografian käyttö diagnostiikassa.....	11
3	IONISOIVAN SÄTEILYN VAIKUTUKSET JA ANNOSSUUREET TIETOKONETOMOGRAFIASSA.....	13
3.1	Säteilyn terveysvaikutukset.....	13
3.2	Säteilyannos ja perussuureet.....	14
3.3	Tietokonetomografiassa käytettävät annossuureet.....	16
4	SÄTEILYSUOJELU TIETOKONETOMOGRAFIASSA.....	19
4.1	Säteilysuojelun säädökset ja periaatteet Suomessa.....	19
4.2	Säteilysuojelun toteuttaminen muun henkilön kuin potilaan osalta tietokonetomografiassa.....	20
5	IONISOIVAN SÄTEILYN MITTAAMINEN JA TEKOÄLYN HYÖDYNTÄMINEN TIETOKONETOMOGRAFIASSA.....	22
5.1	Ionisoivan säteilyn mittaamenetelmät altistusolosuhteissa.....	22
5.2	Tekoälyn käyttömahdollisuudet säteilymittauksissa ja tietokonetomografiassa.....	22
6	SÄTEILYN SIRONTAAN JA SÄTEILYANNOKSEEN VAIKUTTAVAT TEKIJÄT TIETOKONETOMOGRAFIASSA.....	24
7	TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TAVOITE.....	26
8	TUTKIMUKSEN TOTEUTUS.....	27
8.1	Kvantitatiivinen menetelmä.....	27
8.2	Tutkimusympäristön kuvaus.....	28
8.3	Aineistonhankinta.....	28
8.4	Aineiston käsittely ja analyysi.....	32
9	TUTKIMUSTULOKSET.....	34
9.1	Säteilyannosnopeus tutkimusasetelmassa 100 kV ja 16 cm fantomi.....	35
9.2	Säteilyannosnopeus tutkimusasetelmassa 100 kV ja 32 cm fantomi.....	37
9.3	Säteilyannosnopeus tutkimusasetelmassa 120 kV ja 16 cm fantomi.....	39
9.4	Säteilyannosnopeus tutkimusasetelmassa 120 kV ja 32 cm fantomi.....	41
10	TUTKIMUSTULOSTEN TARKASTELU JA JOHTOPÄÄTÖKSET.....	43
10.1	Neljän tutkimusasetelman koonti.....	43
10.1.1	Tilastollinen analyysi.....	46

10.1.2	Kuvausjännitteen 100 kV:n ja 120 kV:n vaikutuksen vertailu .....	47
10.1.3	Fantomikoon 16 cm:n ja 32 cm:n vaikutuksen vertailu .....	49
10.1.4	Tulokset sairaalafysiikan kehittämässä tekoälyohjelmassa .....	51
10.2	Johtopäätökset tutkimuksen tuloksista .....	53
11	POHDINTA .....	55
11.1	Tutkimustyönä säteilymittaus .....	55
11.2	Tutkimuksen eettisyys ja luotettavuus .....	56
11.3	Tutkimuksen hyödynnettävyys ja jatkotutkimuksen mahdollisuudet .....	58
	LÄHTEET .....	60
	LIITE 1: MITTAUSPISTEET .....	66
	LIITE 2: MITTAUSTULOKSET ILMAN UUSINTAMITTAUKSIA (N=800).....	67

## TAULUKKOLUETTELO

Taulukko 1.	Eri säteilylajien painotuskertoimet (mukaillen ICRP 2007, 64) .....	15
Taulukko 2.	Kudoskohtaiset painotuskertoimet (mukaillen ICRP 2007, 65) .....	16
Taulukko 3.	Säteilymittauksissa käytetyt TT-laitteen kuvausparametrien ominaisuudet.....	31

## KUVALUETTELO

Kuva 1.	Efektiviisen annoksen arvioimisprosessi (tietosisältö ICRP 2007).....	15
Kuva 2.	Tietokonetomografiatutkimushuoneen pohjakuvaan määritetyt ja numeroidut mittauspisteet. ....	29
Kuva 3.	Säteilymittari tuettuna telineeseen (Järvi 2024, CC BY-NC).....	30
Kuva 4.	Säteilyannosnopeudet mittauspisteittäin tutkimusasetelmassa 100 kV 16 cm. ....	35
Kuva 5.	Säteilyn sirontakartta tutkimusasetelmassa 100 kV 16 cm.....	36
Kuva 6.	Säteilyannosnopeudet mittauspisteittäin tutkimusasetelmassa 100 kV 32 cm. ....	37
Kuva 7.	Säteilyn sirontakartta tutkimusasetelmassa 100 kV 32 cm.....	38
Kuva 8.	Säteilyannosnopeudet mittauspisteittäin tutkimusasetelmassa 120 kV 16 cm. ....	39
Kuva 9.	Säteilyn sirontakartta tutkimusasetelmassa 120 kV 16 cm.....	40
Kuva 10.	Säteilyannosnopeudet mittauspisteittäin tutkimusasetelmassa 120 kV 32 cm. ....	41
Kuva 11.	Säteilyn sirontakartta tutkimusasetelmassa 120 kV 32 cm.....	42
Kuva 12.	Neljän tutkimusasetelman säteilyannosnopeudet.....	43
Kuva 13.	Eri kuvausjännitteiden ja fantomikokojen tuottamat säteilyannosnopeudet mittauspisteissä 1–20. ....	45
Kuva 14.	Eri kuvausjännitteiden ja fantomikokojen tuottamat säteilyannosnopeudet mittauspisteissä 21–40. ....	45
Kuva 15.	Säteilyannosnopeudet 100 kV:n ja 120 kV:n kuvausjännitteellä käytettäessä 16 cm:n fantomia. ....	47
Kuva 16.	Säteilyannosnopeudet 100 kV:n ja 120 kV:n kuvausjännitteellä käytettäessä 32 cm:n fantomia. ....	47

Kuva 17. Säteilyannosnopeudet 100 kV:n kuvausjännitteellä 16 cm:n ja 32 cm:n fantomilla. ....	49
Kuva 18. Säteilyannosnopeudet 120 kV:n kuvausjännitteellä 16 cm:n ja 32 cm:n fantomilla. ....	49
Kuva 19. Ohjelmiston luomat ennusteet säteilyannosnopeuksista tutkimushuoneessa neljän tutkimusasetelman osalta (Sairanen 2025, CC BY-NC). ....	51

## 1 JOHDANTO

Röntgensäteilyä hyödynnetään laajasti ja yhä enenevässä määrin lääketieteellisessä kuvantamisessa, koska sen avulla voidaan tutkia potilaan kehon rakennetta ja toimintaa tehokkaasti ilman kehoon kajoavia toimenpiteitä, kuten leikkauksia. Röntgenkuvaus ei kuitenkaan ole riskitön menetelmä, sillä se voi aiheuttaa terveydellisiä haittoja sekä potilaalle että tutkimusta suorittavalle henkilökunnalle. Tämän vuoksi röntgensäteilyn käyttö edellyttää erityistä huolellisuutta säteilyaltistuksen hallinnassa ja säteilysuojelussa, jotta tarpeettomilta riskeiltä ja altistuksilta voidaan välttyä. (Rinta-Kiikka, Laarne & Holli-Helenius 2020, 2410–2411; NIPIB 2022.) Tässä työssä tutkitaan, miten potilaasta siroava röntgensäteily käyttäytyy tutkimushuoneessa ja millaisille säteilyannosnopeuksille ulkopuolinen henkilö, kuten hoitohenkilökunta voi altistua. Tällainen tieto on erityisen tärkeää tilanteissa, joissa henkilökunnan on välttämätöntä oleskella tutkimushuoneessa, esimerkiksi röntgentutkimuksen yhteydessä tehtävien leikkaus- tai muiden toimenpiteiden aikana.

Röntgensäteily on ionisoivaa suurienergistä sähkömagneettista säteilyä ja koostuu valohiukkasista eli fotoneista. Vuorovaikutuksessa väliaineen atomien kanssa suurienerginen fotoni pystyy irrottamaan elektroneja atomin elektronikuorilta ja siten muodostamaan ioneja eli varauksellisia hiukkasia väliaineessa. Röntgentutkimuksen tapauksessa väliaine voi kuitenkin olla potilas tai henkilökunnan edustaja, jolloin ionisaatio voi vaurioittaa soluja ja kudoksia suoraan tai välillisesti. Tämä voi pahimmillaan johtaa vakaviin terveysongelmiin, esimerkiksi syövän tai silmien harmaakaihien muodostumiseen. Röntgensäteilyn vuorovaikutus väliaineessa johtaa sen vaimentumiseen, joka mahdollistaa kuvan muodostumisen. Esimerkiksi luu vaimentaa säteilyä enemmän kuin ilmatäytteinen keuhko. Vuorovaikutuksen haittana osa säteilystä siroaa eli sen suunta muuttuu, joka vaikuttaa merkittävästi kuvantamistutkimuksessa kuvanlaatuun ja potilaan saamaan säteilyannokseen. Siroava säteily aiheuttaa röntgenkuvassa kohinaa, mikä heikentää sen tarkkuutta, ja voi lisätä potilaan säteilyaltistusta. Potilaasta ja kuvauspöydästä siroava säteily on puolestaan pääasiallinen säteilylähde tutkimushuoneeseen siroavalle säteilylle eli sille säteilylle, mille hoitohenkilökunta voi altistua. Tämän havaitseminen on haasteellista, koska röntgensäteilyä ei voi ihmisaistein havaita vaan sen mittaamiseen tarvitaan mittari, kuten ionisaatiokammio tai puolijohdeilmaisin. Modernit kuvantamislaitteet ovat suojattu röntgenputken vuotosäteilyltä sekä säteilyn pääasiallinen suuntautuminen eli primääri-keila ovat tarkasti rajattuja, joten muiden säteilylähteiden vaikutus henkilökunnan altistukseen voidaan pitää varsin vähäisenä nykyisissä röntgentutkimuksissa. (Mustonen & Salo 2002, 28–32; Lammentauosta 2017; Park ym. 2017, 710–711; Ahokas 2023, 147; STUK 2023a.)

Tietokonetomografia (TT) eli viipale- tai leikekuvantaminen on myös röntgensäteilyyn perustuva kuvantamismenetelmä. Kuvantamismenetelmänä TT:lla on tärkeä rooli monien sairauksien diagnosoinnissa, ja sen käyttö terveydenhuollossa on kasvanut huomattavasti. Vuonna 2021 Suomessa tehtiin lähes 650 000 TT-tutkimusta, ja määrän odotetaan edelleen kasvavan väestön ikääntyessä. Samalla olettamuksella kasvavat määrällisesti myös ne TT-kuvantamisohjatut toimenpiteet, joissa hoitohenkilökunta, erityisesti lääkärit, altistuvat röntgensäteilylle. TT-tutkimus aiheuttaa kuitenkin suuremman säteilyaltistuksen kuin tavanomainen röntgentutkimus ja siten aiheuttaa myös kasvaneen sironneen säteilyn määrän tutkimushuoneessa. Siroavan säteilyn annosnopeuden tunteminen on siksi erityisen tärkeää TT-ohjattuja toimenpiteitä tekevien työntekijöiden säteilysuojelun varmistamiseksi. (Nakatani ym. 2022; NIPIB 2022; Ruonala 2022, 20–22.)

Tämän kvantitatiivisen eli määrällisen tutkimuksen tarkoitus on mitata säteilyn sironnasta aiheutuva säteilyannosnopeus TT-tutkimushuoneessa käyttäen muuttujina kuvausjännitettä sekä potilaan kokoa. Tavoitteena on tuottaa mitattua tietoa säteilyn sironnasta TT-tutkimushuoneessa ja muodostaa säteilyn sirontakartat TT-tutkimushuoneesta henkilökunnan käyttöön, joiden avulla voidaan minimoida henkilökunnan säteilyaltistus. Tutkimuksessa potilasta mallinnetaan kahdella eri kokoisella akryylimuovista valmistetulla TT-annosindeksifantomilla (engl. computed tomography dose index, CTDI), joita käytetään yleisesti säteilydosimetriassa eli säteilyannosten mittauksissa. Fantomit ovat halkaisijaltaan 16 cm ja 32 cm, ja niihin kohdistetaan säteilyä 100 kV:n ja 120 kV:n kuvausjännitteillä käyttäen TT-kuvantamisohjatuissa toimenpiteissä tyypillisesti käytettävää kuvausohjelmaa eli -protokollaa. Mittaustuloksia hyödynnetään myös sairaalafysiikan kehittämisen koneoppimismallin kouluttamiseen ja tarkastellaan sen pohjalta laskettuja sirontakarttoja sekä niiden mahdollista hyödyntämistä työn tavoitteiden saavuttamiseksi. Tutkimus toteutetaan yhteistyössä Kanta-Hämeen hyvinvointialueen kanssa.

## 2 TIETOKONETOMOGRAFIA LÄÄKETIETEELLISESSÄ KUVANTAMISESSA

### 2.1 Tietokonetomografian peruseriaate

Tietokonetomografiassa (TT) röntgensäteilyllä muodostetaan kohteesta viipale- eli leikekuvia. Röntgensäteily luokitellaan ionisoivaksi säteilyksi, joka on suurienergistä sähkömagneettista säteilyä ja koostuu fotoneista. Fotonit ovat massattomia hiukkasia, jotka kuljettavat sähkömagneettisen säteilyn energiaa. Ionisoiva säteily voi irrottaa elektroneja atomien elektronikuorilta, jolloin syntyy ionisatiota. Tämä voi muuttaa atomien sähkövarauksia ja hajottaa molekyyliarakenteita, mikä voi olla haitallista kudoksille. Ionisoivalle säteilylle ominaista on, että sitä ei voida ihmisaistein havaita. Merkittävä ero TT-kuvantamisen ja muiden röntgenkuvantamismenetelmien välillä on käytetyn säteilyn määrä. Vaikka molemmissa käytetään samaa ionisoivaa röntgensäteilyä, TT-kuvantamisessa säteilyä tarvitaan huomattavasti enemmän. Tämä johtuu siitä, että TT:ssa potilaasta otetaan usein satoja röntgenkuvia eri kulmista. Näiden kuvien pohjalta luodaan matemaattisin menetelmin leikekuvia, jotka muodostavat lopullisen TT-kuvan. Toisin kuin perinteinen röntgenkuva, joka on suora läpivalaisukuva, TT-kuva on laskennallinen ratkaisu matemaattiseen inversio-ongelmaan. Se on arvio siitä, miten säteily vaimenee potilaan kehossa. Lisäksi TT-kuvien muodostuksessa voidaan hyödyntää tekoälyä, mikä voi parantaa kuvanlaatua ja tehostaa prosessia. (Lammentausta 2017; Seeram 2018, 279–288; Seeram 2020, 161–167; STUK 2023a.)

Röntgensäteilyä tuotetaan lääketieteellisissä kuvantamislaitteissa, kuten TT-laitteissa, röntgenputken avulla. Röntgenputki on pienikokoinen hiukkaskiihdytin, jonka katodia kuumennetaan sähkövirralla vapauttaen katodilangalta elektroneja. Vapautuneet elektronit kiihdytetään tyhjiössä sähkökentän avulla ja ne ohjataan törmäämään anodilevyyn. Säteilyä syntyy, kun varattu hiukkanen eli elektroni vuorovaikuttaa väliaineessa eli anodilevyssä. Törmäyksen seurauksena elektronien energiatila siis muuttuu, mikä vapauttaa sähkömagneettista säteilyä eli röntgensäteitä. Säteilyn vuorovaikutuksen mukaan se voidaan jakaa kahteen eri ilmiöön: karakteristiseen röntgensäteilyyn ja jarrutussäteilyyn (engl. bremsstrahlung). (Lammentausta 2017; STUK 2023a.)

Karakteristinen säteily syntyy, kun röntgenputkessa kiihdytetty elektroni törmää anodin atomin alemmilla elektronikuorilla olevaan elektroniin irrottaen sen, jonka seurauksena vapautunut elektronipaikka täyttyy nopeasti ylemmältä elektronikuorelta siirtävällä elektronilla. Siirtymän aikana vapautuu energiaa, joka ilmenee karakteristisena säteilynä. Tämän säteilyn energia riippuu siitä, minkä energiatasojen välillä siirtymä tapahtuu. Karakteristiseen säteilyyn vaikuttaa siten käytetty anodimateriaali ja säteilyn kiihdytysjännite. Jarrutussäteily syntyy puolestaan, kun vapaa elektroni hidastuu ja muuttaa suuntaansa kohdatessaan raskaan atomin ytimen sähkökentän. Tämä liike-energian muutos vapautuu sähkömagneettisena säteilynä eli fotoneina, muodostaen jarrutussäteilyä. Keskeinen ero näiden säteilyjen välillä on se, että jarrutussäteily muodostaa jatkuvan energiaspektrin, kun taas karakteristinen säteily tuottaa fotoneita vain tietyillä, tarkasti määritellyillä energioilla. (Lammentausta 2017; Samei & Peck 2019, 8, 23.)

Röntgensäteilyn syntyvästä riippumatta, fotonit vuorovaikuttavat kohdatessaan materiaalin kanssa samoin. Ne voivat joko absorboitua eli siirtää energiansa kokonaisuudessaan kohdemateriaalin atomeihin, siroutua kulkumatkallaan tai kulkea materiaalin läpi ilman vuorovaikutusta. Tämä vuorovaikutus riippuu fotonin energiasta ja kohdemateriaalin ominaisuuksista, kuten atomikoostumuksesta. Jos fotonit absorboituu tai siroaa, säteilyn sanotaan vaimentuneen. TT-kuvantamisessa käytetään

röntgensäteilyn osalta verrattain alhaisia energiatasoja, jotka ovat yleensä enintään noin 150 kV. Tällöin röntgensäteilyn ja kudoksen atomien elektronien väliset vuorovaikutukset tapahtuvat pääosin kolmen hyvin tunnetun fysikaalisen ilmiön kautta: Rayleigh'n sironta (klassinen elastinen sironta), Comptonin sironta (epäelastinen sironta) ja valosähköinen ilmiö. (Samei & Peck 2019, 25–30; Jung 2021, 2.)

Rayleigh'n sironta eli klassinen elastinen sironta tapahtuu, kun matalaenerginen fotoni törmää aineeseen ja muuttaa suuntaansa menettämättä energiaansa. Comptonin sironta eli epäelastinen sironta tapahtuu, kun korkeaenerginen fotoni törmää elektroniin ja menettää huomattavan osan energiansa. Fotoni ei kuitenkaan irrota elektronia kokonaan, vaan jatkaa matkaansa suuntaa muuttaen vähentyneellä energiakapasiteetilla. Valosähköisessä ilmiössä röntgenfotoni törmää elektroniin, luovuttaa kaiken energiansa ja irrottaa elektronin atomista. Valosähköisen ilmiön todennäköisyys kasvaa, kun fotonin energia pienenee ja kohdeaineen atomin järjestysluku kasvaa. Nämä kolme ilmiötä vaikuttavat siihen, kuinka säteilyn intensiteetti heikkenee materiaalin läpi kulkiessaan. Ilmiöiden yhteisvaikutusta kuvaa vaimenemiskerroin, joka määräytyy materiaalin koostumuksen ja käytettävän säteilyn energian mukaan. Materiaalin eli kudoksen ominaisuudet, kuten sen tiheys ja paksuus, vaikuttavat merkittävästi siihen kuinka paljon säteily vaimenee kulkiessaan kudoksen läpi. (Lammentausta 2017; Samei & Peck 2019, 25–30.)

Tietokonetomografialaitteisto koostuu kolmesta pääosasta: kuvauspäästä (kanturista) eli gantrysta, tietokoneesta ja näytöistä. Gantryssa oleva röntgenputki ja detektori keräävät tietoa kuvattavasta kohteesta, tietokone muuntaa tämän tiedon leikekuviksi, ja varsinaiset kohteesta saadut kuvat näytetään näytöllä. Gantryssa on ympyränmuotoinen aukko, jonka läpi potilaspöytä liikkuu kuvauksen aikana. Röntgenputki pyörii 360° gantryssa potilaan ympärillä, ja vastakkaisella puolella oleva detektoririvistö vastaanottaa kohteen läpi kulkeneen säteilyn. Tämä säteily muunnetaan sähköisiksi signaaleiksi, joista tietokone muodostaa kuvan algoritmien avulla. (Seeram 2018, 280–288; Jung 2021, 3–5.)

TT-laitteella voi manuaalisesti säätää käytettäviä kuvausparametreja, kuten röntgenputken käyttämää kuvaus-/putkivirtaa (milliampeeri, mA) ja kuvaus-/putkijännitettä (kilovoltti, kV). Putkivirta (mA) säätää anodilta irrotettavien elektronien lukumäärään ja vaikuttaa siis suoraan tuotettujen röntgenfotonien määrään. Putkijännite (kV) säätelee röntgenputkessa kiihdytettyjen elektronien energiaa asettaen röntgensäteilyn maksimienergian ja tunkeutumisvoimakkuuden. Putkivirta ja -jännite vaikuttavat sekä röntgensäteilyn intensiteettiin että sen kykyyn läpäistä kudosta, ja siten ne määräävät kuvan kontrastin ja yksityiskohtien erotuskyvyn. Nykyaikaisissa TT-laitteissa on automaattisia säätötoimintoja, kuten putkivirran ja -jännitteen automaattinen modulaatio, jotka mukautuvat potilaan anatomian mukaan. Esimerkiksi paksumpien kehonosien kohdalla käytetään suurempaa putkivirtaa (mA), jolloin säteilyä muodostuu enemmän ja detektorille asti päätyy tarpeeksi fotoneita kuvanlaskentaa varten. Ohuempien alueiden kohdalla virtaa pienennetään tarpeettoman säteilyn vähentämiseksi. Tämä dynaaminen modulaatio vähentää potilaan saamaa säteilyannosta, mutta säilyttää samalla riittävän ja tasaisen kuvanlaadun diagnoosia varten. Kuvausparametrien säätämällä voidaan vaikuttaa suoraan säteilyannokseen: korkeampi putkivirta ja -jännite lisäävät annosta, mutta parantavat myös kuvan signaali-kohinasuhdetta. Oikeiden ja optimaalisten kuvausparametrien valinta onkin kompromissi kuvanlaadun ja potilasturvallisuuden välillä. (Kortesniemi & Lantto 2015, 43–47; Lira, Padole, Kalra & Singh 2015, 4–5; Martin & Sookpeng 2016; Seeram 2018, 298; Jung 2021, 9.)

## 2.2 Tietokonetomografian käyttö diagnostiikassa

Tietokonetomografia on tärkeä ja laajasti käytössä oleva diagnostinen työkalu sairauksien diagnosoinnissa ja hoidossa lääketieteessä. Kuvantamismenetelmänä se tuottaa nopeasti tarkkoja ja yksityiskohtaisia kuvia, minkä vuoksi se soveltuu hyvin monenlaisiin tilanteisiin. TT-tutkimus altistaa potilaan kuitenkin merkittävälle säteilyannokselle, mikä on tärkeä ottaa huomioon käytössä. (Syväranta, Vuorinen & Tokola 2021, 972–973.)

Kuvattavasta kehon alueesta ja potilaan fyysisistä ominaisuuksista riippuen, TT:n aiheuttama säteilyaltistus voi olla jopa 100–1000 kertaa suurempi kuin perinteisen natiiviröntgentutkimuksen. Esimerkiksi lannerangan TT-tutkimus aiheuttaa keskimäärin noin 12 millisievertin (mSv) efektiivisen säteilyannoksen, kun taas kahden kuvausprojektion sisältävä lannerangan natiiviröntgentutkimus tuottaa keskimäärin 0,3 mSv:n annoksen. Lannerangan TT-tutkimus aiheuttaa siis noin 40 kertaa suuremman annoksen kuin perinteinen kahden projektion natiiviröntgentutkimus. Vastaavasti keuhkojen alueen TT-tutkimus aiheuttaa keskimäärin 5 mSv:n efektiivisen säteilyannoksen, kun yhden kuvausprojektion (PA, selän puolelta) keuhkojen natiiviröntgentutkimus aiheuttaa 0,01 mSv:n annoksen. Tällöin TT-tutkimuksen aiheuttama säteilyannos on lähes 500-kertainen natiiviröntgentutkimukseen verrattuna. TT-tutkimuksen etuna on sen kyky tuottaa kaksitasoista tai kolmiulotteista kuvainformatiota, mitä perinteinen natiiviröntgentutkimus ei tarjoa. Tämä mahdollistaa yksityiskohtaisemman näkymän kehon rakenteisiin ja antaa mahdollisuuden tarkastella kuvia kerroksittain. Näiden ominaisuuksien ansiosta hoitohenkilökunta pystyy tekemään tarkempia ja luotettavampia diagnooseja, sillä tutkimus paljastaa kehon anatomisia yksityiskohtia ja patologisia muutoksia selkeämmin. Tästä syystä TT:n aiheuttama suurempi säteilyannos kuin perinteisessä natiiviröntgentutkimuksessa katsotaan usein perustelluksi. (Syväranta ym. 2021, 972–973; Hemaya, Hemaya & Habeeb 2022, 2; NIBIP 2022; Terveyskyly 2023.)

TT-laitetta käytetään pääasiassa potilaiden diagnostiikkaan, esimerkiksi kasvainten paikantamisessa tai erilaisten traumaattisten vammojen selvittämisessä. Lisäksi sitä on mahdollista hyödyntää myös erilaisten kuvantamisohjattujen toimenpiteiden suorittamiseen, joita ovat esimerkiksi radiologian eli kuvantamisen yksikössä suoritettavat erilaiset sisäelinten näytteenotot ja selkärangan punktiot. TT-laitteiden tekninen kehitys, kuten nopeammat kuvausajat ja edistykselliset kuvanlaatuominaisuudet ovat merkittävästi lisännyt niiden käyttömahdollisuuksia sekä sovellutuksia terveydenhuollon käytössä. Tämä kehitys on osaltaan johtanut TT-tutkimusten määrän huomattavaan kasvuun lääketieteessä. (Kortesniemi & Lantto 2015, 42; Syväranta ym. 2021, 973, 975; Hemaya ym. 2022, 2.)

TT-tutkimusmäärien nopea kasvu on ollut havaittavissa niin Suomessa kuin maailmanlaajuisesti (Smith-Bindman ym. 2019; Ruonala 2022, 20; Bos ym. 2023; WHO 2024, 13). Vuonna 2021 Suomessa tehtiin yhteensä 649 119 TT-tutkimusta ja 3 448 TT-kuvantamisohjattua toimenpidettä. Verrattuna vuoteen 2018 TT-tutkimusten määrä kasvoi kolmen vuoden aikana 15 %, eli noin 5 % vuodessa. Radiologisten toimenpiteiden, kuten TT-kuvantamisohjattujen toimenpiteiden osalta vuosittainen kasvusuhdanne on nouseva ja tutkimusmäärien odotetaan kasvavan edelleen väestön ikääntymisen myötä. (Ruonala 2022, 20, 22–23, 32.) Kanta-Hämeen keskussairaalan Hämeenlinnan kuvantamisen yksikössä tehtiin vuonna 2023 yhteensä 18 039 TT-tutkimusta, mikä on 5 % enemmän kuin vuonna 2022, jolloin niitä tehtiin 17 177 kappaletta. Kaikkiaan TT-kuvantamisohjattuja toimenpiteitä yksikössä tehtiin vuonna 2023 yhteensä 262, ja näistä yleisin oli hermojuuri puudutus. Hermo-

juuripuudutuksia tehtiin 162 kappaletta, mikä vastaa noin 62 % kaikista suoritetuista TT-kuvantamisohjatuista toimenpiteistä Kanta-Hämeen keskussairaalassa vuonna 2023. Toiseksi yleisin toimenpide oli keuhkojen alueen näytteenotto, joita tehtiin 80 kappaletta, vastaten noin 31 % kaikista toimenpiteistä. (RadDW 2024.)

### 3 IONISOIVAN SÄTEILYN VAIKUTUKSET JA ANNOSSUUREET TIETOKONETOMOGRAFIASSA

#### 3.1 Säteilyn terveysvaikutukset

Säteily voi vaikuttaa soluihin eli kudoksiin solutasolla monin eri tavoin. Säteilyn fysikaalisten ominaisuuksien mukaisesti se voi aiheuttaa kemiallisia ja ei-toivottuja reaktioita soluissa, esimerkiksi DNA-solumuutoksia. Haitan laajuus riippuu säteilyn energiasiirtokyvystä, eli LET-arvosta (engl. Linear Energy Transfer). LET-arvo kertoo, kuinka paljon energiaa ionisoiva säteily luovuttaa kudokseen kulkiessaan sen läpi. Korkeamman LET-arvon omaava säteily tuottaa tiheämpää ionisaatiota soluihin ja kasvattaa biologisten vaikutusten riskiä, koska energiaa siirtyy enemmän kudokseen lyhyen matkan aikana. Alhaisemman LET-arvon omaava säteily puolestaan aiheuttaa vähemmän ionisaatiota, mutta sen kulkumatka on pidempi. Korkean LET-arvon säteily aiheuttaa voimakkaampia ja paikallisempia vaurioita soluille verrattuna matalan LET-arvon säteilyyn. Röntgensäteilyn LET-arvo on yleensä pienempi kuin hiukkassäteilyn, mikä tarkoittaa, että sen aiheuttamat ionisaatiot ovat hajanaisempia ja laajemmalle levittyviä. (Mustonen & Salo 2002, 28–31; Russ ym. 2022.)

Säteilyn aiheuttamat biologiset vauriot syntyvät solun perimään, eli DNA:han kohdistuvien muutosten kautta. Kun säteily osuu biologiseen kohteeseen, se voi vahingoittaa DNA:ta joko suoraan tai välillisesti ionisoitumisen seurauksena. Suorassa vuorovaikutuksessa fotoni osuu solun rakenteessa oleviin atomeihin ja voi rikkoa solun rakenteen. Välillisessä vuorovaikutuksessa fotoni ei itse ionisoi suoraan, vaan ionisoi esimerkiksi solussa olevan vesimolekyylin, joka sähköisesti varattuna hiukkaseksena voi kemiallisesti reagoida solun molekyylien kanssa johtaen soluvaurioon. Yksittäinen korkeenerginen fotoni voi vaikuttaa useamman atomin kanssa ennen kokonaan vaimenemistansa ja aiheuttaa siten useita vaurioita. Esimerkiksi röntgensäteily voi aiheuttaa välillistä ionisaatiota tuottamalla vapaita radikaaleja, jotka vahingoittavat solurakenteita, mukaan lukien DNA:ta. DNA:ssa voi esiintyä vaurioita joko yhden juosteen katkoksina tai kaksoisjuosteen katkoksina. Kaksoisjuosteen katkeaminen on huomattavasti haitallisempi, koska sen korjaaminen solulle on haastavampaa kuin yhden juosteen katkoksen korjaus. Epäonnistunut DNA-korjaus voi johtaa solun mutaatioihin, jotka voivat ajan myötä kehittyä syövän esiasteiksi. Korjaamattomat DNA-vauriot johtavat yleensä solun kuolemaan, kun taas syöpäkasvaimen esiasteen muodostuminen on huomattavasti harvinaisempaa. (Mustonen & Salo 2002, 28–32; Russ ym. 2022.)

Ionisoivan säteilyn aiheuttamat terveyshaitat jaetaan kahteen luokkaan: deterministisiin ja stokastisiin vaikutuksiin. Deterministiset eli säteilyn suorat vaikutukset ilmaantuvat lyhyen ajan sisällä säteilyaltistuksesta. Haitta syntyy, kun elinkohtaisen säteilyannoksen kynnsarvo ylittyy ja aiheuttaa kudovaurioita. Deterministisiä haittavaikutuksia ovat esimerkiksi säteily sairaus, sikiövaurio, harmaakaihi ja erilaiset palovammat. Deterministisiä haittavaikutuksia lääketieteellisessä altistuksessa on mahdollista esiintyä esimerkiksi syövän hoitoon tarkoitetun sädehoidon yhteydessä potilaalle tai pitkittyneissä läpivalaisutoimenpiteissä. Stokastisia eli säteilyn myöhäisvaikutuksia ei voida yhdistää usein haittavaikutuksen aiheuttaneeseen säteilyaltistukseen, vaan ilmenevät usein huomattavasti myöhemmin tästä ja satunnaisesti. Stokastisen haittavaikutuksen syntyyn vaikuttaa säteilyn aiheuttamat muutokset solutasolla yksittäisissä soluissa. Haittavaikutuksia ovat esimerkiksi kohonnut syöpäriski tai muutos perimäsoluissa. Stokastisella haittavaikutuksella ei ole säteilyannoksen kynnsarvoa, mutta sen kokonaisriski kasvaa koko elinaikana kertyneen säteilyannoksen kumulatiivisen määrän lisääntyessä. (Paile 2002, 44–46; Rinta-Kiikka ym. 2020, 2410; WHO 2023.)

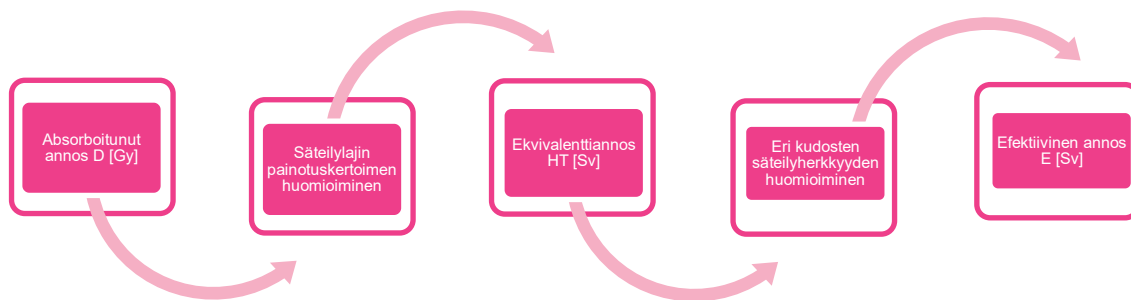
Lääketieteellisessä kuvantamisessa röntgensäteilyä hyödyntäessä stokastiset vaikutukset ovat oleellisempia kuin deterministiset, johtuen suhteellisen pienistä säteilyn kerta-annoksista. Deterministisiä vaurioita ei siten yleensä esiinny merkittävässä määrin. Silti on tärkeää muistaa, että jokainen röntgentutkimus lisää tilastollisesti pientä lisäriskiä syöpäkuolleisuuteen väestössä. Stokastisten haittavaikutusten ilmaantuvuuteen ja riskiin vaikuttavat myös käytettävä kuvantamismenetelmä, kuvattava kohde, potilaan ikä ja sukupuoli. Esimerkiksi lasten ja nuorten säteilyherkkyyden vuoksi, riski on huomattavasti merkittävämpi kuin aikuisilla. (Rinta-Kiikka ym. 2020, 2410; WHO 2023.)

Säteilyn aiheuttamaa syöpäriskiä on tutkittu muun muassa atomipommituksista selviytyneiden ja sädehoitopotilaiden avulla. Tutkimukset ovat osoittaneet, että yli 100 mSv:n säteilyannokset lisäävät merkittävästi syöpäriskiä. Lasten osalta tutkimukset ovat keskittyneet erityisesti niihin potilasryhmiin, jotka ovat altistuneet lapsuudessa lääketieteelliselle kuvantamiselle, kuten kohtuullisen säteilyaltistuksen aiheuttaville TT-tutkimuksille. Tutkimusten perusteella lasten syöpäriski kasvaa jo pienemmillä säteilyannoksilla, noin 50–100 mSv:n tasolla. (WHO 2023.) Cardis ym. (2005) tutkivat 15 eri maan ydinvoimalatyöntekijöitä, jotka altistuivat työssään pienille määrille ionisoivaa säteilyä. He havaitsivat näiden työntekijöiden keskuudessa pienen mutta havaittavan lisääntyneen syöpäriskin (Cardis ym. 2005, 1–3). Vastaavia havaintoja tehtiin Valente ym. (2024) tutkimuksessa, jossa tarkasteltiin toistuvien TT-tutkimusten vaikutuksia DNA-vaurioihin ja solujen korjausmekanismeihin. Tulokset osoittivat, että vaikka suurin osa TT-tutkimusten aiheuttamista DNA-vaurioista korjaantui tehokkaasti, pieni osa vaurioista jäi korjaantumatta ja kertyi soluihin toistuvien kuvantamisten myötä. Näiden vaurioiden korjauskyky heikkeni ajan myötä, mikä lisäsi pysyvien mutaatioiden ja pitkän aikavälin terveysriskien, kuten syövän kehittymisen todennäköisyyttä. (Valente ym. 2024, 6–8.) Tutkimukset osoittavatkin, että myös matalan annoksen ionisoivan säteilyn kumulatiivinen vaikutus voi lisätä syöpäriskiä. Havainto korostaa säteilyaltistuksen huolellisen hallinnan merkitystä niin työympäristössä kuin lääketieteellisessä kuvantamisessa, ja täysin turvallista tai riskitöntä säteilyn annostasoa ei ole. (Cardis ym. 2005, 1–3; Valente ym. 2024, 2–8.)

### 3.2 Säteilyannos ja perussuureet

Säteilyannos viittaa ionisoivan säteilyn aiheuttamaan altistumisen määrään. Altistus voi tapahtua säteilylähteen ollessa sekä kehon sisä- että ulkopuolella. Sisäisellä säteilyannoksella tarkoitetaan kehoon esimerkiksi ravinnon kautta päätyneiden radioaktiivisten aineiden aiheuttamaa säteilyannosta. Ulkoisella säteilyannoksella viitataan säteilylähteen ulkopuolelta kehoon kohdistuvaan säteilyaltistukseen, tällaista toimintaa on esimerkiksi lääketieteellinen tietokonetomografiakuvantaminen. (STUK 2023a.)

Henkilökunnan, potilaiden ja väestön säteilysuojelun tueksi käytössä ovat säteilyannosten perussuureet. Näitä ovat absorboitunut annos, ekvivalentti- ja efektiivinen annos. Annossuureita käytetään mittaamaan ja seuraamaan säteilystä aiheutuvaa altistusta sekä arvioimaan terveydellistä vaikutusta. Säteilyn annoksen ja säteilyn aiheuttaman riskin (haitan) arvioimiseksi on tärkeää huomioida, että erilaisten säteilylajien biologinen tehokkuus vaihtelee. Lisäksi eri elimet ja kudokset ovat eri tavalla herkkiä ionisoivalle säteilylle. Huomioitavaa on, että ainoastaan absorboitunut annos on suoraan mitattavissa oleva säteilyannos, joten ekvivalentti- ja efektiivisen annosten osalta niitä ei voida tarkasti mitata kehossa, vaan ovat arvioita säteilyn perussuureen absorboituneen annoksen pohjalta. (ICRP 2007, 61; Mustonen ym. 2009, 46; STUK 2018, 69.) Kuvassa 1 on havainnollistettu efektiivisen annoksen eli terveydellisen kokonaisuuden arvioimisprosessia.



Kuva 1. Efektiivisen annoksen arvioimisprosessi (tietosisältö ICRP 2007)

**Absorboitunut annos** on fysikaalinen mitattavissa oleva perussuure säteilybiologiassa, kliinisessä radiologiassa ja säteilysuojelussa. Absorboitunut annos kertoo säteilystä kohteeseen siirtynyttä energiaa massayksikköä kohti eli joulea kilogrammaa kohden (J/kg). Tarkoittaen sitä, kuinka paljon energiaa säteily on luovuttanut kudokseen tai elimeen. Absorboituneen annoksen yksikkönä toimii gray (Gy) ja annossuureta pidetään lähtökohtana annosmääritykselle. (ICRP 2007, 267; Nieminen & Oikarinen, 2017.)

**Ekvivalenttiannos** kuvaa säteilyn aiheuttamaa keskimääräistä absorboitunutta annosta kudoksessa tai elimessä. Se saadaan määritettyä, kun absorboitunut annos kerrotaan käytettävän säteilyn painotuskertoimella ( $w_R$ ). Säteilyn painotuskerroin vaihtelee eri säteilylajien mukaan, esimerkiksi tietokonetomografian käyttämän röntgensäteilyn painotuskerroin on yksi. Taulukossa 1 on esitetty eri säteilylajien painotuskertoimet. Ekvivalenttiannoksen yksikkö on sievert (Sv). Ionisoivan säteilyn lajeja on useita erilaisia, joiden vaikutustavat ja ominaisuudet kudoksiin vaihtelevat, jonka vuoksi käytössä on eri säteilylajeille painotuskertoimet. Näitä eri säteilylajien vaikutuseroja kuvataan termillä RBE (relative biological effectiveness) ja ne perustuvat tieteellisiin kokeisiin sekä malleihin säteilyn haitallisuudesta. Käytännössä suuremman säteilylajin painotuskerroin tarkoittaa biologisesti haitallisempaa säteilyä. (ICRP 2007, 63–68, 276; Nieminen & Oikarinen 2017.)

Taulukko 1. Eri säteilylajien painotuskertoimet (mukaihen ICRP 2007, 64)

Säteilylaji	Säteilylajin painotuskerroin $w_R$
fotoni	1
elektronit ja myonit	1
protonit ja varaukselliset pionit	2
alfahiukkaset, fissionfragmentit, raskaat ionit	20
neutronit	jatkuva funktio

**Efektiivinen annos** kuvastaa säteilyn aiheuttamaa kokonaishaittaa terveydelle, huomioimalla säteilylajin lisäksi kohdekudokselle ominaisen säteilyherkkyyden. Efektiivinen annos saadaan määritettyä kertomalla ekvivalenttiannos kohdekudoksen painotuskertoimella ( $w_T$ ). Taulukossa 2 esitetään eri

kudoksille tällä hetkellä kirjallisuudessa arvioidut painotuskertoimet. Efektiivinen annos mittaa siis säteilystä aiheutuvan biologisen vaikutuksen laajuutta, ja sen yksikkö on sievert (Sv). Efektiivinen annos sopii hyvin käytettäväksi arvioimaan säteilyn aiheuttamia stokastisia vaikutuksia, kun säteilyaltistus on matalan altistuksen noin 20–100 mSv:in tasolla. Determinististen vaikutusten arviointiin se ei sovellu yhtä hyvin, ja yli 100 mSv:in annoksilla tai kudosten altistuessa korkeille annosnopeuksille kudosaaurioiden riski kasvaa. Lisäksi suurilla säteilyannoksilla säteilyn aiheuttama syöpäriski voi olla jopa kaksinkertainen verrattuna matalien annostasojen perusteella tehtyihin arvioihin. (ICRP 2007, 68; Nieminen & Oikarinen 2017; ICRP 2021, 37.)

Taulukko 2. Kudoskohtaiset painotuskertoimet (mukaihen ICRP 2007, 65)

Kudos	Kudosten painotuskertoimen $w_T$
luuydin, paksusuoli, keuhkot, mahalaukku, rintakudos, muut kudokset	0,12
sukupuolirauhaset	0,08
virtsarakko, ruokatorvi, maksa, kilpirauhanen	0,04
luun pinta, aivot, sylkirauhaset, iho	0,01

Säteilysuojelussa kudosten painotuskertoimen ( $w_T$ ) on arvo, joka ilmaisee, kuinka herkkä tietty kudos tai elin on säteilyn aiheuttamille stokastisille vaurioille suhteessa muihin kudoksiin. Jokaiselle kudokselle on määritetty oma painotuskertoimensa, joka kuvaa sen herkkyyttä säteilyn aiheuttamille vahingoille. Nämä painotuskertoimet perustuvat tutkimuksiin siitä, kuinka todennäköisesti säteily voi aiheuttaa syöpää tai muita pitkäaikaisia terveyshaittoja kyseisessä kudoksessa. Esimerkiksi luuytimen ja keuhkojen painotuskertoimet ovat korkeampia, koska ne ovat herkkiä säteilylle. Sen sijaan iho ja luun pinta saavat alhaisemmat painotuskertoimet, koska niiden on todettu olevan vähemmän alttiita säteilyn aiheuttamille terveysriskeille. Kudoskohtaiset painotuskertoimet on julkaistu ensimmäisen kerran vuonna 1977, jonka jälkeen niitä on päivitetty vuosina 1991 ja 2007. (ICRP 2007, 68, 288–289.)

Annosmäärittämisen osalta ekvivalenttiannosta ja efektiivisestä annosta käytettäessä on huomioitava, että näiden laskennassa käytetyt säteilylaji- ja kudosten painotuskertoimet perustuvat aiempiin tieteellisiin kokeisiin sekä havaintoihin, eivätkä siten ole tarkasti määriteltyjä fysikaalisia suureita, kuten absorboitunut annos. Tämän lisäksi efektiivinen annos ei ota säteilylle altistettavan henkilön yksilöllisiä ominaisuuksia huomioon, kuten ikää tai sukupuolta. Esimerkiksi jakautuvan solukon vuoksi siikön, lasten ja nuorten tiedetään olevan huomattavasti säteilyherkempiä verrattuna aikuisiin (ICRP 2007, 273; ICRP 2021, 64; Nieminen & Oikarinen 2017.)

### 3.3 Tietokonetomografiassa käytettävät annossuureet

TT-tutkimuksissa säteilyaltistuksen mittaamiseen, arviointiin ja vertailuun käytetään lisäksi useita annossuureita. Näitä ovat TT-annoksen tilavuuskeskiarvo (engl. volume computed tomography dose

index,  $CTDI_{vol}$ ) painotettu annoksen ja pituuden tulo (engl. dose length product, **DLP**) sekä kokokohtainen annosarvio (engl. size-specific dose estimate, **SSDE**). Nämä annossuureet ja indikaattorit eivät anna tarkkaa tietoa potilaan saamasta säteilyannoksesta TT-tutkimuksessa, vaan niitä käytetään eri tutkimusprotokollien ja kuvauslaitteiden vertailuun. Potilaskohtaisen säteilyannoksen määrittämiseen tarvitaan tarkat tiedot, kuten tutkimuksessa käytetyt kuvausparametrit, potilaan fyysiset ominaisuudet ja kuvattava alue. Potilaskohtaisen säteilyannoksen arvioiminen vaatii huomattavaa erityisosaamista ja perehtyneisyyttä aiheeseen. (Mayo-Smith, Hara, Mahesh, Sahani & Pavlicek 2014, 662.)

Käytettävien annossuureiden määritelmät ja nimet kehittyvät ajan myötä ja tästä syystä osa esitetyistä annossuureista on korvautumassa tulevaisuudessa uusilla termeillä. Esimerkiksi TT-annoksen tilavuuskeskiarvo ( $CTDI_{vol}$ ) on korvautumassa termillä tilavuuden TT-ilmakermaindeksi ( $CTKI_{vol}$ ) ja vastaavasti painotettu annoksen ja pituuden tulo (DLP) korvautuu termiin ilmakerman-pituustulo (KLP) (STUK S/4/2019, 5). Termien muutoksen keskeneräisyyden vuoksi tässä työssä käytetään tällä hetkellä kansainvälisesti käytössä olevia käsitteitä  $CTDI_{vol}$  ja DLP. Esimerkiksi tässä työssä käytetty TT-laite raportoi annokset yhä näiden käsitteiden avulla.

$CTDI_{vol}$  on kansainvälisesti hyväksytty ja keskeinen mittari TT-laitteen säteilyn tuoton arvioimisessa. Se kuvaa standardikokoisessa fantomissa kuvausalueelle absorboituneen annoksen tilavuuskeskiarvoa, ja sen yksikkönä käytetään milligrayta (mGy). Standardikokoisella fantomilla tarkoitetaan polymetyylimetakrylaatista (PMMA), eli akryylimuovista valmistettua lieriönmuotoista mallikappaletta, jonka halkaisija on joko 16 cm tai 32 cm. Aikuisten vartalon annoksia mitattaessa käytetään halkaisijaltaan 32 cm:n fantomia, kun taas aikuisten pään annoksissa sekä lasten mittauksissa käytetään 16 cm:n fantomia.  $CTDI_{vol}$  on vakioitu kaikissa TT-laitteissa, mikä mahdollistaa eri laitteiden ja kuvausprotokollien vertailun. Tästä syystä se on yleisimmin käytetty annosindeksi, joka näkyy useimpien TT-laitteiden käyttöliittymissä sekä annosraporteissa. (Mayo-Smith ym. 2014, 660–662; Kaijaluoto 2016, 12; Zhao, Fopma & Agrawal 2022, 1244–1245.)

DLP on toinen keskeinen TT-tutkimuksissa käytetty annossuure, joka ilmaisee TT-tutkimuksen arvioidun kokonaisannosta. DLP saadaan laskettua kertomalla  $CTDI_{vol}$  kuvattavan alueen kokonaispituudella. Yksikkönä tästä käytetään annoksen ja pituuden tuloa eli  $mGy \cdot cm$ . Annossuureen avulla voidaan vertailla eri kuvausprotokollia ja muuntamalla DLP efektiiviseksi annokseksi erillisten muuntokertoimien avulla, voidaan arvioida väestötasolla TT-tutkimusten aiheuttamaa efektiivistä annosta. Nämä muuntokertoimet eivät huomioi yksilöllisiä potilaan ominaisuuksia, jonka vuoksi sopii ainoastaan väestötason arvioihin. (Mayo-Smith ym. 2014, 662–663; Kaijaluoto 2016, 12; Zhao ym. 2022, 1245.)

SSDE on potilaan kokokohtainen annosarvio, jonka yksikkönä on mGy. Sen laskenta perustuu  $CTDI_{vol}$  -arvoon, mutta huomioi potilaan koon ja siihen liittyvät muunto- ja korjauskertoimet. Potilaan koko voidaan määrittää esimerkiksi TT-tutkimuksen suunnittelukuvasta tai leikekuvasta saaduilla mittaustiedoilla. SSDE on kansainvälisesti hyväksytty ja erityisen hyödyllinen annossuure lapsipotilaiden säteilyaltistuksen arvioinnissa, koska sen katsotaan soveltuvan paremmin kuin  $CTDI_{vol}$ . (AAPM 2011, 18, 21; Boone 2022, 412.)

Näistä TT:ssa käytettävistä säteilyaltistuksen annossuureista  $CTK_{I_{vol}}$  ja KLP käytetään muun muassa Suomessa TT-tutkimusten vertailutasojen tarkastelussa, joita Säteilyturvakeskus on määrittänyt. Tällä hetkellä käytössä olevat vertailutasot annettiin vuonna 2019. (STUK S/4/2019, liite 1.) Toiminnanharjoittajien velvollisuutena on tarkastella näitä vertailutasoja vähintään kolmen vuoden välein osana säteilytoimintaansa sekä aina, jos tutkimuskäytänteisiin tai kuvausparametreihin tulee oleellisia muutoksia, jotka vaikuttavat säteilyannoksiin (STUK S/4/2019, 10 §). Säteilyturvakeskuksen ylitarkastaja Lajunen (2024) korosti Sädeturvapäivillä pitämällä luennollaan, että kuvantamislaitteiden tekniikan kehittyessä heidän tulee tarkastella säännöllisesti antamiaan vertailutasoja ja mainitsi, että uudet vertailutasot TT-tutkimuksille julkaistaan lähiaikoina.

## 4 SÄTEILYSUOJELU TIETOKONETOMOGRAFIASSA

### 4.1 Säteilysuojelun säädökset ja periaatteet Suomessa

Ionisoivan säteilyn terveydellisten haittavaikutusten takia säteilyn turvallinen käyttö ja siihen liittyen säteilysuojelu on ensiarvoisessa asemassa. Säteilyn lääketieteellisestä käytöstä ja siihen liittyvästä säteilysuojelusta on säädetty Suomen lainsäädännössä. Lainsäädäntö perustuu kansainvälisen säteilysuojelutoimikunnan ICRP (International Commission on Radiological Protection) laatimiin periaatteisiin ja suosituksiin. ICRP:n lisäksi säteilytoimintaan liittyviä ohjeistuksia ja suosituksia ovat antaneet esimerkiksi Maailman terveysjärjestö WHO, Kansainvälinen ydinenergiajärjestö IAEA sekä Säteilyturvakeskus STUK. (Nieminen 2017b; Hemaya ym. 2022, 2.)

Säteilyn käyttöä ja siihen liittyvää toimintaa ohjaavat Suomessa erityisesti seuraavat säädökset: säteilylaki (859/2018), valtioneuvoston asetus ionisoivasta säteilystä (1034/2018) ja sosiaali- ja terveysministeriön asetus ionisoivasta säteilystä (1044/2018). Säännösten tarkoitus on edistää turvallista säteilyn käyttöä huomioiden säteilyn aiheuttamat haitat. Sosiaali- ja terveysministeriön (STM) alaisuudessa toimiva STUK valvoo säteilyn käyttöä, säteilysuojelua ja niihin liittyvien lakien sekä säännösten noudattamista. (Sosiaali- ja terveysministeriö n.d.) Toiminnanharjoittaja on kuitenkin kokonaisvastuussa säteilytoiminnan turvallisuudesta ja sen järjestämisestä niin, että se täyttää laissa asetetut vaatimukset ja edistää hyvää turvallisuuskulttuuria toiminnassaan. Toiminnanharjoittajalla tarkoitetaan turvallisuusluvan haltijaa, yritystä, yhteisöä, säätiota ja laitosta, muuta työnantajaa tai yksityistä elinkeinoharjoittajaa, joka harjoittaa säteilytoimintaa. (Säteilylaki 859/2018, 4 §, 12 §, 22–23 §.)

Säteilylain (1 §) tarkoitus on suojella terveyttä säteilyn aiheuttamilta vahingoilta, ehkäistä sekä vähentää säteilyn aiheuttamia ympäristö- ja muita haittoja. Laissa on määritelty säteilysuojelun yleiset periaatteet, joita ovat **oikeutus-, optimointi- ja yksilönsuojaperiaate** (Säteilylaki 5–7 §).

Oikeutus- ja optimointiperiaatteet suojaavat potilasta liialta säteilyaltistukselta. Oikeutusperiaate säteilylle altistavassa kuvantamistutkimuksessa toteutuu silloin, kun tutkimuksesta oletettavasti saatava kokonaishyöty on suurempi kuin siitä mahdollisesti aiheutuva haitta. Tämä tarkoittaa, että tutkimuksen on tarjottava selkeä hyöty potilaalle, esimerkiksi taudin diagnosoinnin tai hoidon kannalta, joka ylittää mahdolliset altistumisesta aiheutuvat riskit. Lisäksi optimointiperiaatteen mukaisesti säteilyaltistus tutkimuksen aikana on pidettävä mahdollisimman vähäisenä ja rajoitettava vain välttämättömään toimintaan. Käytännössä tämä tarkoittaa, että kuvantamistutkimuksen aiheuttama säteilyannos pidetään mahdollisimman pienenä, kuitenkin niin, että saavutetaan riittävä kuvanlaatu. (Säteilylaki 5–6 §.) Kansainvälisesti optimointiperiaate tunnetaan ALARA-periaatteena (As Low As Reasonably Achievable) ja se otettiin ICRP:n toimesta käyttöön vuonna 1977 (Yeung 2019, 103).

Yksilönsuojaperiaate puolestaan suojelee sivullisia ja määrittelee, että työntekijöiden ja väestön yksilön saama säteilyannos ei saa ylittää sovittuja annosrajoja. Tämä periaate keskittyy suojelemaan työntekijöitä ja muita altistumiselle alttiita henkilöitä säteilyltä. Potilaita ei käsitellä yksilönsuojaperiaatteen näkökulmasta, koska heidän altistumisensa säteilylle tapahtuu lääketieteellisen hoidon tai tutkimuksen seurauksena, joka katsotaan oikeutetuksi terveydenhuollon toimenpiteeksi. (Säteilylaki 7 §.)

Potilaiden kohdalla säteilyaltistusta lääketieteellisissä kuvantamistutkimuksissa hallitaan vertailutasojen avulla, eikä näin ollen yksittäisille potilaille ei aseteta annosrajoja. Vertailutasoilla varmistetaan, että potilasannokset pysyvät tarkoituksenmukaisina ja hallinnassa. Nämä terveys- ja säteily-suojeluviranomaisten määrittämät ja säännöllisesti päivittyvät vertailutasot perustuvat potilaille tai vastaaville fantomeille mitattuihin säteilyannosten jakaumiin. Potilaan sädehoitoon liittyvässä toiminnassa ei näitä vertailutasoja sovelleta. (Mustonen ym. 2009, 97.)

Säteilytoiminnan turvallisuuden näkökulmasta on määritelty säteilytyöntekijän ja väestön sekä väestöön rinnastettavissa olevan työntekijän annosrajat tällä hetkellä seuraavasti. Säteilytyöntekijän kohdalla efektiivinen annos ei saa ylittää 20 mSv:iä vuodessa, silmän mykiön ekvivalenttiannos ei saa ylittää 100 mSv:iä viiden vuoden aikana eikä 50 mSv:iä vuoden aikana, lisäksi ihon sekä raajojen ekvivalenttiannos ei saa ylittää 500 mSv:iä vuodessa. Väestön ja väestöön rinnastettavan työntekijän kohdalla efektiivinen annos ei saa ylittää 1 mSv:iä vuodessa, silmän mykiön ekvivalenttiannos ei saa ylittää 15 mSv:iä vuodessa ja ihon ekvivalenttiannos ei saa ylittää 50 mSv:iä vuodessa. (Valtioneuvoston asetus ionisoivasta säteilystä 1034/2018, 13–14 §.) Huomioitavaa on, että säteilylain (99 §) mukaisesti säteilytyöntekijän tulee olla myös 18 vuotta täyttänyt ja opiskelijan roolissa oleville on määritetty erilliset annosrajat (Valtioneuvoston asetus ionisoivasta säteilystä 15 §).

#### 4.2 Säteilysuojelun toteuttaminen muun henkilön kuin potilaan osalta tietokonetomografiassa

Säteilylain (7 §) yksilönsuojaperiaatteen mukaisesti sen tarkoitus on suojella työntekijöitä ja muita henkilöitä ionisoivalta säteilyltä, joten säteilytoiminnasta aiheutuva säteilyaltistus heidän kohdallaan ei saa ylittää määriteltyjä annosrajoja. Jos TT-tutkimukseen tulevan potilaan mukana on kuvauksen aikana tukihenkilö tai muu henkilö tutkimushuoneessa. Tulee hänet ohjata ja suojata niin, että hänen saama säteilyaltistus jää mahdollisimman pieneksi (Valtioneuvoston asetus ionisoivan säteilyn käytöstä 10 §). Tukihenkilön tulee olla myös 18 vuotta täyttänyt, eikä raskaana oleva nainen voi toimia tehtävässä (Säteilylaki 112 §). Säteilysuojelun ohjauksessa tukihenkilöille sekä toimenpiteitä suorittaville lääkäreille ja hoitohenkilökunnalle voidaan hyödyntää esimerkiksi visuaalisia säteilyn sirontakarttoja. Nämä kartat havainnollistavat säteilyn sirontaa ja auttavat ymmärtämään altistuksen riskialueita. Tällaisen tiedon avulla voidaan tehokkaasti minimoida säteilyaltistusta ja parantaa säteilyturvallisuutta kaikille osapuolille. (Daioku, Kobayashi & Oishi 2021, 272–274.)

TT-tutkimushuoneessa kuvauksen aikana olevan muun henkilön osalta voidaan toteuttaa säteilysuojelua eri tavoin, jotta hänen säteilyaltistuksensa jäisi mahdollisimman pieneksi. Tällaisia toimintatapoja ovat esimerkiksi riittävän etäisyyden ottaminen kuvauslaitteeseen ja kohteeseen eli potilaaseen, käyttämällä sopivan lyijyekvivalentin omaavia henkilösuojaimia ja optimoimalla TT-kuvauslaitteen käyttämiä kuvausparametreja. Kuvausparametreista mahdollisesti voi laskea laitteen käyttämää kuvausjännitettä ja -virtaa, joka johtaa säteilyn vuorovaikutusmekanismien vähenemiseen potilaassa ja siten myös vähentää sirontan määrää. Kuvausparametrien optimointi tutkimuksessa tulee tehdä potilaskohtaisesti niin, että saadaan riittävä eli diagnostisesti tarvittava kuvanlaatu. (Nakatani ym. 2022, 51–53.)

TT-kuvantamishjatuissa toimenpiteissä potilaan lisäksi säteilylle altistuu toimenpidettä suorittava lääkäri. Erityisesti TT-kuvantamishjatuissa läpivalaisutoimenpiteissä toimenpidettä suorittavan kädet altistuvat säteilylle, mutta osittain säteilyaltistus tulee potilaasta siroavan säteilyn kautta toimenpidettä suorittavan lääkärin koko keholle. Toimenpiteessä on suositeltavaa hyödyntää laitteiston

mahdollisia sädehygieniata kasvattavia ominaisuuksia, kuten esimerkiksi määrittämällä laitteen sädetuskulma optimaalisesti. Lisäksi tulisi välttää jatkuva-aikaista kohteen kuvaamista eli lyhentää käytettävää läpivalaisuaikaa. Näillä keinoilla voidaan merkittävästi vähentää säteilyaltistusta niin lääkärille kuin muillekin toimenpiteeseen osallistuville. (Nakatani ym. 2022, 50–53.)

Operatiivisessa tietokonetomografiassa on tärkeää myös toteuttaa säteilysuojelua leikkaussaliolosuhteissa, käytettäessä C-/O-kaaria. Intraoperatiivinen TT on kuvantamismenetelmä, joka yhdistää röntgensäteiden ja tietokoneavusteisen analyysin tuottaakseen tarkkoja poikkileikkauksia kehon sisäosista. Menetelmä poikkeaa perinteisestä TT-tutkimuksesta ja TT-kuvantamisohjatuista toimenpiteistä siinä, että sitä käytetään leikkausten aikana kirurgin tukena reaaliaikaisessa navigoinnissa ja päätöksenteossa. Intraoperatiivisen TT:n käytön on katsottu parantavan kirurgin tarkkuutta esimerkiksi kasvainten poistossa ja neurokirurgisissa toimenpiteissä. Aiemmin esitetyt säteilysuojelun käytännön toimenpiteet pätevät osaltaan myös intraoperatiivisessa TT-toiminnassa, jossa säteilysuojelun toteuttaminen on erityisen tärkeää ja olennaista säteilyannosten hallinnassa leikkaussaliolosuhteissa. Säteilysuojelun periaatteet ja käytännön toimet, kuten riittävän etäisyyden ottaminen kuvauslaitteeseen, kuvausparametrien optimointi ja mahdollisimman lyhyt läpivalaisuaika, ovat keskeisiä sekä potilaan että hoitohenkilökunnan säteilyaltistuksen minimoimiseksi. Kokonaisuudessaan operatiivinen TT yhdistää tarkkuuden, nopeuden ja turvallisuuden, mutta vaatii huolellista säteilysuojelua kaikille osapuolille optimaalisten tulosten ja säteilyturvallisuuden varmistamiseksi. (Ashraf, Choudhary, Hussain, Kamboh & Ashraf 2020; Luxenhofer ym. 2020; Nakatani ym. 2022, 50–53.)

## 5 IONISOIVAN SÄTEILYN MITTAAMINEN JA TEKOÄLYN HYÖDYNTÄMINEN TIETOKONETOMO- GRAFIASSA

### 5.1 Ionisoivan säteilyn mittausmenetelmät altistusolosuhteissa

Säteilylle altistumista mitataan terveydenhuollossa esimerkiksi valvomalla henkilöstön työperäistä säteilyaltistusta ja arvioimalla säteilytoimintaa laadunvarmistamisen näkökulmasta käyttäen henkilö- tai ryhmädosimetreja eli säteilyannosmittareita. Tämän lisäksi määrittämällä siroavan säteilyn karttoja ja yhdistämällä ne henkilökunnan sijainteihin kuvaushuoneessa, voidaan säteilytoiminnan turvallisuutta kasvattaa. Nämä toimet ovat toiminnanharjoittajan lainsäädännöllisesti määritellyjä velvollisuuksia. Altistusolosuhteita tarkkailemalla verifioidaan turvallinen ympäristö työskentelyyn. Tähän kuuluu ympäristön havainnointia esimerkiksi turvalaitteiden osalta ja lisäksi ulkoisen säteilyn annosnopeuden mittaamista. (STUK 2023b; STUK 2023d.) Lisäksi toiminnanharjoittaja velvoitetaan dokumentoimaan tulokset altistusolosuhteiden tarkkailusta (Valtioneuvoston asetus ionisoivasta säteilystä 38 §).

Säteilyä voidaan mitata siihen soveltuvalla kalibroidulla säteilymittarilla. Käytettävän mittarin valintaa ohjaavat käyttötarkoitus eli mitä halutaan mitata, mitattava säteilylaji ja sen energiaominaisuudet. Säteilyturvakeskus on määrittänyt ohjeistuksessaan S/7/2021 ”Määräys ionisoivan säteilyn mittauksista” vaatimukset säteilymittauksen luotettavuudelle, käytettäville mittareille ja mittausjärjestelmille. Altistusolosuhteiden mittaamisessa tulee käyttää vapaata annosekvivalenttia tai annosekvivalenttinopeutta mittaussuureena. Nämä suureet ottavat huomioon säteilyn vaikutuskertoimen biologiseen materiaaliin, jossa röntgensäteilyn kerroin on yksi. Kun työperäistä altistusta ulkoiselle säteilylle seurataan mittauksilla, käytetään henkilöannosmittareita mittaamaan henkilöannosekvivalenttia Hp(10). Tätä mitattua arvoa voidaan pitää efektiivisen annoksen arviointina olettaen, että keho altistuu säteilylle tasaisesti. (Mustonen ym. 2009, 49; STUK S/7/2021, 7; STUK 2023b.)

Säteilyn annosnopeus kuvastaa sitä säteilyn määrää, minkä ihminen saa tietyssä ajassa. Annosnopeutta käytetään tutkittaessa ja määrittäessä altistusolosuhteita sekä kuvastamaan altistusolosuhteen vaarallisuutta terveydelle. Yksikkönä siitä käytetään sievertiä tunnissa (Sv/h), mutta yksikkönä sievert on epäkäytännöllinen sen suuruuden vuoksi ja annosnopeutta ilmaistaan usein käyttämällä pienempiä yksiköitä, kuten mikrosievertiä tunnissa ( $\mu\text{Sv/h}$ ) tai millisievertiä tunnissa (mSv/h). Annosnopeuden ollessa suuri, saa lyhytkestoisesta säteilyaltistuksesta säteilyannokseltaan myös suuren ja siten terveydelle haitallisen. (STUK 2023a.)

Säteilylle ei altistuta pelkästään lääketieteen vuoksi, vaan Suomessa koko väestö säteilytyöntekijöiden altistuu myös luonnosta peräisin olevalle taustasäteilylle. Keskimäärin suomalainen altistuu vuodessa 5,9 mSv:in säteilyannokselle, josta lääketieteellisen käytön osuus on noin 0,76 mSv:iä. Suomessa taustasäteilyn annosnopeus on noin 0,04–0,30  $\mu\text{Sv/h}$  riippuen paikasta ja esimerkiksi Hämeenlinnassa 25.6.2024 klo 07:00 mitattu taustasäteilyn annosnopeus oli 0,13  $\mu\text{Sv/h}$ . (STUK 2023a; STUK 2024.)

### 5.2 Tekoälyn käyttömahdollisuudet säteilymittauksissa ja tietokonetomografiassa

Tekoälyä voidaan hyödyntää nykyisin monella eri osa-alueella ja niin myös terveydenhuollossa kuvantamisen saralla. Tekoälyn hyödyntämisellä onkin ollut merkittävä rooli terveydenhuollossa etenkin datan keräämisessä, tallentamisessa ja hallinnassa. Sen avulla voidaan analysoida suuri määrä

dataa nopeasti ja helposti. Lisäksi sitä hyödyntämällä voidaan saada optimoitua työnkulkua ja tehostettua toimintaa. (Huhtanen, Nyman, Karlsson & Hirvonen 2020, 1960; Raza ym. 2022, 1–6.)

Tekoäly (engl. Artificial Intelligence, AI) on algoritmeihin perustuva tekniikka, jonka pyrkimyksenä on jäljitellä ihmisen älykäästä toimintaa, päätöksentekoa ja ongelmanratkaisukykyä. Tekoäly kokonaisuutena kattaa sen alakäsitteet, joita ovat koneoppiminen (engl. Machine Learning, ML) ja syväoppiminen (engl. Deep Learning, DL). (Huhtanen ym. 2020, 1957; Fiagbedzi ym. 2022, 26–27.)

Koneoppiminen (ML) perustuu matemaattisiin malleihin, algoritmeihin ja on tekoälyn alaryhmä. Se sisältää algoritmien kouluttamisen suorittamaan tiettyjä tehtäviä, oppimalla kuvioita ja päätelmiä annetuista tietojoukoista. Koneoppimisessa käytetään tietyn logiikan tai matemaattisen koodijoukon ohjelmia muuttamaan syöttötiedot lähtövastauksiksi. Syväoppiminen (DL) on koneoppimisen alalaji ja se käyttää syviä hermoverkkoja suorittaakseen vaativia tehtäviä. Hermoverkoissa on useita matemaattisia kerroksia ja yhtälöitä, joiden avulla saadaan monimutkaisia ja laaja-alaista dataa analysoidua. Tekoälyn opettamistapoja on useita. (Fiagbedzi ym. 2022, 26–27.)

Lääketieteellisen kuvantamisen alalla tekoälysovelluksia on hyödynnetty esimerkiksi röntgenkuvien kuvauslauseen apuna, helpottamaan radiologeja eli röntgenlääkäreitä suuren datamäärän kanssa. Tekoälysovellutuksia on tällä hetkellä käytössä myös TT-tutkimusten kuvarekonstruktiovaiheessa parantamassa kuvanlaatua, vähentämällä kohinaa ja siten lisäten kuvan tarkkuutta. Tämä on mahdollistanut osaltaan kuvausparametrien laskemista ja näin on saatu toteutettua kuvantamistutkimus pienemmällä säteilyannoksella. Tulevaisuudessa tekoälyä voitaisiin hyödyntää entistä paremmin säteilystä aiheutuvien riskien vähentämisessä. Esimerkiksi tekoäly voisi tuottaa tarkempia säteilyn käytön riskinarvioita analysoimalla potilaan tietoja, kuten ikää, sukupuolta ja hänen aiemmin saamiin säteilyannoksiin. (Huhtanen ym. 2020, 1960; Fiagbedzi ym. 2022, 27; Koetzier ym. 2023.)

Sairanen (2024) esittää, että tulevaisuudessa tekoälyn mahdollisuuksia voitaisiin hyödyntää etenevissä määrin myös säteilymittausten yhteydessä. Esimerkkinä mahdollisista koneoppimis- ja tekoälymalleista, tässä työssä kerättyjä sirontamittauksia käytettiin Gaussisiin prosesseihin perustuvan algoritmin opetus- ja testausmateriaalina. Algoritmia kehittää Kanta-Hämeen Hyvinvointialueella työskentelevä sairaalafyysikko Viljami Sairanen. Menetelmä on vielä tällä hetkellä vertaisarvioimaton ja siis julkaisematon. Tavoitteena onkin, että tämän työn säteilymittausten avulla algoritmia hyödyntävä ohjelmisto saadaan piakkoin julkaistua kansainvälistä vertailua varten. Esitetyn algoritmin etuna verrattuna yksinkertaiseen säteilynvaimenemiseen etäisyyden neliön suhteessa on se, että algoritmi oppii myös takaisinsironnan ja voi siten tuottaa entistä tarkempia arvioita siroavan säteilyn käyttäytymisestä eri tiloissa ja monimutkaisissa geometrioissa. Menetelmä perustuu Gaussisina prosesseina tunnettuihin koneoppimismalleihin ja kyseessä on keskeneräinen tutkimusprojekti, johon ei ole vielä viitetietoja. (Sairanen 2024.) Kyseistä koneoppimismallia ja menetelmää Sairanen on hyödyntänyt aiemmin esimerkiksi laskennallisessa neurotieteessä (Sairanen & Andersson 2024).

## 6 SÄTEILYN SIRONTAAN JA SÄTEILYANNOKSEEN VAIKUTTAVAT TEKIJÄT TIETOKONETOMOGRAFIASSA

Säteilyn sirontaan ja säteilyannokseen vaikuttavia tekijöitä ovat TT-tutkimuksessa käytettävät kuvausparametrit sekä tutkittavan potilaan fyysiset ominaisuudet. Säteilyn sironnalla tarkoitetaan säteilyn hajaantumista alkuperäisestä suunnastaan, joka voi aiheuttaa epätoivottuja haittavaikutuksia tutkimuksessa. Esimerkiksi sironneen fotonin osuessa detektorille, se heikentää kuvanlaatua aiheuttamalla epätarkkuutta kuvaan ja lisäksi sironta saattaa altistaa ympäröivät henkilöt säteilylle myös kuva-alan ulkopuolella. Käytettävien kuvausparametrien tulee olla potilaan koolle sopivia, jotta nämä tutkimusta haittaavat tekijät saadaan minimoitua. (Nieminen 2017ab; Park ym. 2017, 710–711.) Seuraavissa kappaleissa käsitellään kuvausjännitteen ja potilaan koon vaikutusta säteilyn sirontaan sekä säteilyannokseen.

Kuvausjännite (kV) vaikuttaa säteilyn energiaan ja siten sen intensiteettiin sekä läpätunkevuuteen. Eri kudokset vaimentavat eri tavalla säteilyä ja saavat aikaan röntgenkuvaan kontrastierot, johon liittyy kudoksille ominainen vaimenemiskerroin sekä käytetyn säteilyn energia. Mitä lähempänä röntgensäteilyn energiataso on tietyn materiaalin ominaista K-reunaa, sitä suurempi on säteilyn vaimennus. Korkea energisempi kuvausjännite mahdollistaakin säteilyn tunkeutumisen syvemmälle kudoksiin kuin matalampi kuvausjännite, mutta se myös aiheuttaa lisääntyviä säteilyn vuorovaikutusmekanismeja, esimerkiksi säteilyn sirontaa. Tiheämmän kudospotilaan säteilyn vaimenemisominaisuudet vaativat suurempienergistä säteilyä, jotta kuvanmuodostus onnistuu tarkoituksenmukaisesti. Kuvausjännitteen modifiointi potilaskohtaiseksi laskee potilaan saamaa säteilyannosta tutkimuksesta, mutta myös parantaa kuvanlaatua erityisesti varjoainetehosteisissa TT-tutkimuksissa lisäten kontrastia kuvaan. Kuvausjännitteen vaikutus potilaan saamaan säteilyannokseen ei ole samanlaisesti verrannollinen kuin esimerkiksi kuvauksessa käytetty sähkömäärä eli putkivirta (mA). Esimerkiksi kuvausjännitteen laskeminen 100 kV:sta 80 kV:iin pienentää 1,5-kertaisesti säteilyannosta, kun taas 140 kV:sta laskeminen 80 kV:iin puolestaan laskee säteilyannosta jopa 3,4-kertaisesti. (Maldjian & Goldman 2013, 744; Lira ym. 2015, 4; Nieminen 2017a; Smith-Bindman ym. 2023, 7–9.)

Potilaan koko vaikuttaa merkittävästi TT-tutkimuksessa potilaan saamaan säteilyannokseen. Suurempikokoinen potilas tarvitsee enemmän säteilyä kuvanmuodostukseen kuin pienikokoinen potilas, joka johtuu säteilyn vuorovaikutusmekanismeista, kuten vaimenemisesta väliaineessa eli kudoksessa. Suurempi potilas tarkoittaa siis enemmän kudosta, jonka läpi säteilyn on kuljettava. Tämä vähentää säteilyn intensiteettiä sen päätyessä detektorille, koska enemmän säteilyä absorboituu ja sirontuu matkallaan kohdealueen läpi. Laadukkaiden kuvien saamiseksi TT-laitteen täytyy kompensoida suurempaa potilaskokoa kasvattamalla käytettäviä kuvausparametreja. Ilman tätä kompensatiota, kuvat saattavat olla liian kohinaisia ja näin kliinisesti hyödyttömiä. Kuvausparametrien eli säteilyn energia ominaisuuksien kasvaessa, lisääntyy myös potilaan saama säteilyannos tutkimuksesta. Lisäksi suurempien kuvausparametrien käyttö lisää osaltaan sironneen säteilyn määrää, johtuen lisääntyvistä säteilyn vuorovaikutusmekanismeista säteilyenergian kasvaessa. (Nieminen 2017a.)

Useat tutkimukset ovat tarkastelleet kuvausjännitteen ja potilaan koon vaikutuksia säteilyn sirontaan sekä säteilyannokseen TT-tutkimuksissa. Chen ym. (2021, 2) osoittivat lapsipotilaita simuloivassa fantomitutkimuksessa, että kaulan alueen TT-tutkimuksissa kuvausjännitteen laskeminen 120 kV:sta 80 kV:iin pienensi potilaan saamaa säteilyannosta jopa 68,58 %. Viola ym. (2014) tutkivat potilaan kehon koon vaikutusta säteilyannokseen ja säteilyn sirontaan TT-kuvantamisohjatuissa lannerangan

toimenpiteissä. He havaitsivat, että pienempikokoiset potilaat saivat merkittävästi suurempia säteilyannoksia verrattuna suurempikokoisiin potilaisiin, ellei kuvausparametreja mukautettu potilaan koon mukaan. Pienemmillä potilailla elinkohtaiset säteilyannokset olivat jopa 180–310 % suuremmat ja ihon pinta-annokset 24–36 % korkeammat kuin suuremmilla potilailla. Lisäksi säteilyn sironna oli pienemmillä potilailla lähes kaksinkertaista suurempiin potilaisiin verrattuna. (Viola ym. 2014, 528–532.) Rezazadeh, Co ja Bicknell (2014) tarkastelivat kuvausjännitteen laskemisen vaikutuksia TT-kuvantamisohjatuissa toimenpiteissä. Heidän tutkimuksensa osoitti, että alemmat kuvausjännitteet (80 kV ja 100 kV) vähensivät potilaan saamaa säteilyannosta jopa 57–73 % verrattuna perinteiseen 120 kV:n kuvausprotokollaan ja se saavutettiin ilman merkittäviä muutoksia kuvanlaadussa tai toimenpiteen onnistumisessa. (Rezazadeh ym. 2014, 347–350.) Arao ym. (2023) tutkivat miten alhaisempi kuvausjännite vaikuttaa terveydenhuollon työntekijöiden altistumiseen sironneelle säteilylle TT-tutkimushuoneessa. He havaitsivat, että 80 kV:n kuvausjännitteen käyttö vähensi sironneen säteilyn määrää noin 30 % verrattuna 120 kV:iin, mikä paransi työntekijöiden työ- ja säteilyturvallisuutta. (Arao ym. 2023, 2338–2342.)

Näiden tutkimusten perusteella alhaisemman kuvausjännitteen käyttö (80–100 kV) vähentää merkittävästi sekä potilaiden että terveydenhuollon työntekijöiden säteilyaltistusta verrattuna korkeampaan 120 kV:n kuvausjännitteeseen. Sironneen säteilyn määrä laski kuvausjännitteen laskun myötä, edistäen niin työympäristön turvallisuutta kuin pienentäen potilaiden säteilyannoksia. On kuitenkin tärkeää, että alhaisemman kuvausjännitteen käyttö sovitetaan kuvattavan kohteen ja potilaan koon mukaan, jotta kuvanlaatu säilyy riittävänä diagnostisiin tarpeisiin. Isompikokoisilla potilailla suurempi kudossmassan määrä absorboi enemmän säteilyä, mikä vaatii kuvauslaitteelta korkeampia kuvausparametreja riittävän kuvanlaadun saavuttamiseksi diagnostiikkaa varten, johtaen siten suurempiin säteilyannoksiin. Pienemmillä potilailla, joiden kokoa ei huomioida kuvausparametreissa, säteilyannokset voivat olla suhteettoman suuria sisäelimissä ja ihon pinnalla. Lisäksi pienillä potilailla sironneen säteilyn määrä on suhteessa suurempi, mikä voi lisätä terveydenhuollon työntekijöiden altistumisriskejä. Tästä syystä kuvausparametrien optimointi potilaan koon mukaan on keskeinen tekijä säteilyn sironnan ja säteilyaltistumisen vähentämisessä. (Viola ym. 2014, 525–532; Rezazadeh ym. 2014, 347–350; Arao ym. 2023, 2338–2342.)

## 7 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TAVOITE

Tämän tutkimuksen **tarkoituksena** on määrittää säteilyn sironnasta aiheutuva säteilyannosnopeus TT-tutkimushuoneessa sekä selvittää, miten kuvausjännitteen ja potilaan koko vaikuttavat tähän annosnopeuteen. **Tavoitteena** on tuottaa mitattua tietoa säteilyn sironnasta TT-tutkimushuoneessa ja muodostaa säteilyn sirontakartat TT-tutkimushuoneesta henkilökunnan käyttöön, joiden avulla voidaan minimoida henkilökunnan säteilyaltistus. Lisäksi tutkimuksessa tarkastellaan, miten sairaalafyysikon kehittämää koneoppimismalliin perustuvaa ohjelmistoa voidaan hyödyntää säteilymittauksien analysoinnissa.

Sirontakarttojen avulla voidaan havainnollistaa säteilyn käyttäytymistä TT-tutkimushuoneessa, ja tätä tietoa voidaan hyödyntää esimerkiksi henkilökunnan säteilysuojeluperehdytyksessä. Aiheesta ei ole aiemmin saatavilla olevaa mitattua tutkimustietoa, jossa olisi käytetty TT-annosindeksi- eli CTDI-fantomia säteilymittausten suorittamiseen. Aiemmissa kirjallisuuden tutkimuksissa on käytetty antropomorfisia, ihmistä jäljitteleviä fantomeita. CTDI-fantomien etuna näihin verrattuna on sen yksinkertainen muoto, jonka ansiosta siroavan säteilyn profiili on helpommin arvioitavissa. Lisäksi CTDI-fantomi mahdollistaa mittaustulosten paremman korrelaation TT-laitteen raportoiman CTDI-luvun kanssa.

Tutkimuskysymykset ovat seuraavat:

1. Mikä on säteilyn annosnopeus TT-tutkimushuoneessa käytettäessä 100 kV:n kuvausjännitettä ja 16 cm:n fantomia?
2. Mikä on säteilyn annosnopeus TT-tutkimushuoneessa käytettäessä 100 kV:n kuvausjännitettä ja 32 cm:n fantomia?
3. Mikä on säteilyn annosnopeus TT-tutkimushuoneessa käytettäessä 120 kV:n kuvausjännitettä ja 16 cm:n fantomia?
4. Mikä on säteilyn annosnopeus TT-tutkimushuoneessa käytettäessä 120 kV kuvausjännitettä ja 32 cm:n fantomia?

Käytettävät kuvausjännitteet perustuvat kliinisessä käytössä oleviin TT-kuvantamisohjattujen toimenpiteiden kuvausprotokolliin Hämeenlinnan keskussairaalassa.

## 8 TUTKIMUKSEN TOTEUTUS

### 8.1 Kvantitatiivinen menetelmä

Tämän opinnäytetyön osalta käytettäväksi tutkimusmenetelmäksi valittiin kvantitatiivinen eli määrällinen lähestymistapa, sillä se soveltui tämän työn tutkimuskysymysten ratkaisemiseen. Määrällinen tutkimus on useita vaiheita sisältävä prosessi, jossa aineistonkeruu ja analysointi perustuu numeraaliseen tietoon. Yleisiä menetelmiä aineiston hankkimiseksi ovat esimerkiksi kyselylomakkeet, verkkokyselyt, strukturoitujen haastattelujen muodot sekä havainnointiin ja kokeellisiin asetelmiin perustuvat tutkimukset. Tämä menetelmä sopii, kun tavoitteena on vastata tutkimuskysymykseen, kuinka paljon ja tutkimuksen tuloksia halutaan kartoittaa tai vertailla toisiinsa. Määrällisen tutkimuksen ominaispiirre on tuottaa numeraalista tutkimustietoa aiheesta, joka edellyttää ilmiön mitattavuutta ja tutkimuksen kannalta tärkeiden käsitteiden operationalisointia. Määrällisestä tutkimuksesta voidaan myös käyttää nimeä tilastollinen tutkimus (Heikkilä 2014, 12–19; Vilka 2021, 23–25.)

Tutkimusmuodoksi työssä päädyttiin käyttämään kartoittavaa ja vertailevaa mallia. Kartoittavassa tutkimuksessa selvitetään vähemmän tunnettuja asioita ja tavoitellaan tutkimukseen liittyen uusia näkökulmia (Vilka 2021, 25). Esimerkiksi tämän työn tapauksessa mitata siroavasta säteilystä johtuva säteilyannosnopeus TT-tutkimushuoneessa käyttäen CTDI-fantomeita. Vertailevan tutkimuksen tarkoitus on vertailla ilmiötä ja tuoda niiden eroavaisuuksia esille, sille on myös tyypillisesti asetettu jokin hypoteesi. (Vilka 2021, 24). Tämän työn tapauksessa oli tarkoitus lisäksi vertailla eri kuvausjännitteiden ja fantomikokojen suhteellisia eroja sironneen säteilyn aiheuttaman säteilyannosnopeuden tekijänä. Hypoteesina työssä oli, että pienempi fantomi ja kuvausjännite johtavat pienempään määrään siroavaa säteilyä tutkimushuoneessa kuin käyttäessä suurempaa fantomia tai kuvausjännitettä. Tämä perustuu siihen, että pienempi fantomi tuottaa vähemmän sirontaa, koska säteilyllä on pienempi todennäköisyys vuorovaikuttaa väliaineen kanssa (Nieminen 2017a). Kuvausjännitteen pienentäminen taas nostaa valosähköisen ilmiön todennäköisyyttä, joka osaltaan vähentää siroavan säteilyn määrää (Samei & Peck 2019, 28). Lisäksi siroavan säteilyn oletetaan jakautuvan symmetrisesti TT-laitteen ympäristöön, johtuen fantomin ja laitteiston symmetriasta. Eroja sironnassa voidaan kuitenkin havaita huoneessa olevien kiinteiden kalusteiden ja instrumenttien vaikutuksesta.

Kvantitatiivinen tutkimus kattaa monenlaisia tavoitteita, mutta tässä työssä keskeisin oli uuden mittaustiedon tuottaminen, selittäminen ja näiden vertailu sekä niissä havaittujen erojen tunnistaminen. Työssä käytetty mittausdata tuotettiin itse tätä työtä varten ja tuloksien avulla on tarkoitus edistää kuvantamisyksikön säteilyturvallisuuksiä nykyisissä sekä uusissa rakenteilla olevissa työtiloissa. Tämän kvantitatiivisen tutkimuksen teoriaosuudessa avataan käytettyjä käsitteitä, ja tutkimus perustuu teorian sekä käytännön yhdistämiseen. Empiirinen osuus, eli mittaaminen, määrittäytyy tutkimusongelman eli -kysymyksen mukaan. Hyvän kvantitatiivisen tutkimuksen taustalla on selkeästi määriteltä teoria ja sen käsitteet, ja tutkimusprosessin aikana voidaan avata uusia käsitteitä esiin tulleista aiheista (Tietoarkisto n.d.b). Tavoitteena olikin kuvata ja selittää tutkimuksen kohteena olevia ilmiöitä järjestelmällisten havaintojen eli säteilymittausten avulla. Muuttujiksi tässä tutkimuksessa oli määriteltä käytettävä kuvausjännite ja fantomin koko sekä mittauspisteet eli käytännössä kunkin pisteen etäisyys kuvauslaitteen isosentristä eli kuvauskentän keskikohdasta. Mittausten aikana ei altistettu tutkimuksen tekijää eikä ulkopuolisia henkilöitä säteilylle.

## 8.2 Tutkimusympäristön kuvaus

Opinnäytetyön yhteistyökumppanina toimi Kanta-Hämeen hyvinvointialue, jonka tiloissa tutkimuksen säteilymittaukset tehtiin. Tarkemmin työn tutkimusympäristönä toimi Kanta-Hämeen keskussairaalan Hämeenlinnan kuvantamisen yksikön TT2-laitteen tutkimuhuone. Tilassa sijaitsee Somatom Edge Plus- tietokonetomografialaite (Siemens Healthineers, Erlangen, Saksa).

Laitte on otettu potilaskäyttöön vuonna 2019 ja se on tarkoitettu siirtämään uuteen valmistuvaan Ahveniston (Assi) sairaalaan vuonna 2026, joten nyt tehtyjen säteilymittausten osalta voidaan luoda ennuste laitteen sirontakartoista myös uusissa tiloissa. Laitetta käytetään lapsi- ja kuvantamishjattujen toimenpiteiden tutkimiseen. Laitteessa on kuvantamishjattuihin toimenpiteisiin soveltuvat lisälaitteet, kuten lisänäyttö ja käsiohjain tutkimuhuoneessa toimenpidettä suorittavalle henkilölle. Laitteella tehdään kuvantamishjattuja toimenpiteitä viikoittain. Tekijän rooli kuvauslaitteen vastuuhoidajana vaikutti tutkimusaiheen valintaan, jonka todettiin yhdessä työelämän edustajan kanssa vastaavan hyvin kuvantamisyksikön tarpeita kasvavien tutkimusmäärien takia.

## 8.3 Aineistonhankinta

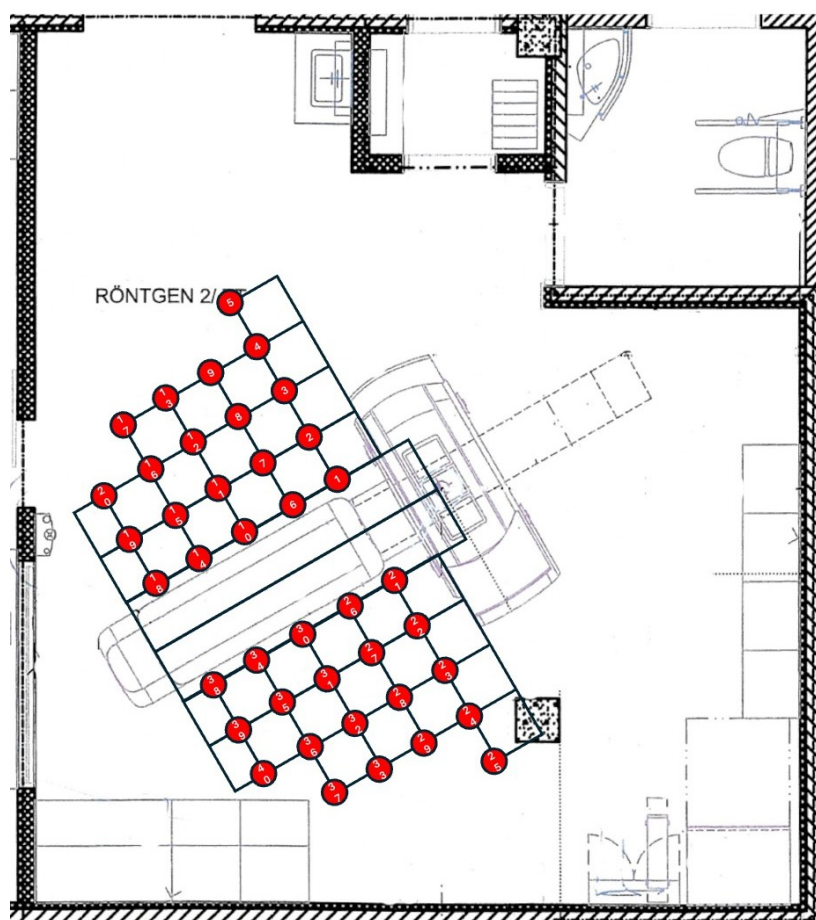
Ennen säteilymittausten toteuttamista perehdyttiin kattavasti aihealueen kirjallisuuteen. Tavoitteena oli löytää erityisesti tutkimuksia, jotka käsittelivät säteilyn sirontaa tietokonetomografiassa. Tiedonhaku kohdistettiin erityisesti vastaavanlaisiin mittaustutkimuksiin, joissa käytössä olivat fantomit. Tiedonhakustrategian ohjaamisen apuna käytettiin Savonia ammattikorkeakoulun informaattikkoa touko-kuussa 2024. Tiedonhaussa hyödynnettiin osaltaan kirjallisuuskatsauksesta tyypillisiä menetelmiä, kuten tutkimusongelman ja -kysymysten määrittelyä, jonka perusteella muotoiltiin tietokantahaussa käytetyt hakusanat ja -lausekkeet. Hakuja tarkennettiin Boolean-logiikan avulla yhdistämällä hakusanoja AND-, OR- ja NOT-operaattoreilla sekä käyttämällä hakusanojen katkaisua (\*) ja sulkuja lausekkeiden ryhmittelyyn (Vilkkä 2023, 58–59).

Tietokantahakuja tehtiin useilla eri hakusanoilla ja -lausekkeilla monista eri tietokannoista ja palveluista, kuten PubMed, Science Direct, CINAHL Ultimate ja Sage Premier. Näiden tietokantojen käyttö mahdollisti laajan ja monipuolisen aineiston kokoamisen, sillä ne kattavat laajasti niin lääketieteen, säteilysuojelun kuin kuvantamisen tekniikan tieteellisiä julkaisuja. Esimerkiksi PubMed pitää sisällään suuren MEDLINE-tietokannan, joka on erikoistunut lääketieteen alaan (NIH 2024). Lisäksi tietolähteinä käytettiin STUKin julkaisuja ja Terveystieteen ammattikirjallisuutta, jotka tarjoavat luotettavaa ja ajankohtaista tietoa suomalaisesta näkökulmasta. Tiedonhaussa kiinnitettiin erityistä huomiota lähteiden luotettavuuteen ja ajankohtaisuuteen, jotta tutkimuksen pohjana oleva tieto olisi mahdollisimman korkealaatuista ja relevanttia. Erityistä huomiota kiinnitettiin lähteiden luotettavuuteen, ajankohtaisuuteen ja julkaisujen korkeaan laatuun. Käytettyjen julkaisujen ikä rajattiin pääsääntöisesti alle kymmeneen vuoteen, jotta tiedot vastaisivat nykyaikaisten TT-laitteiden teknologisia ominaisuuksia. Koska relevanttia tutkimustietoa löytyi tietokantahakujen avulla vähän, hakuja täydennettiin manuaalisesti. Tämä sisälsi lähdeluetteloiden tarkastelua sekä tietokantojen ehdottamien samankaltaisten julkaisujen hyödyntämistä. Manuaalisen haun lisäksi käytettiin myös Research Rabbit -ohjelmaa, joka auttoi tehostamaan sopivien viitteiden etsintää. Tämä ohjelma on suunniteltu optimoimaan tutkijan ajankäyttöä kirjallisuusviitteiden etsimisessä (Research Rabbit 2023).

Empiirisessä tutkimuksessa kerätty aineisto, eli havaintoaineisto, voi olla joko primaarista, erityisesti kyseistä tutkimusta varten kerättyä, tai sekundaarista, toiseen tarkoitukseen hankittua aineistoa

(Heikkilä 2014, 13). Tässä tutkimuksessa aineisto oli primaarista ja sen keräsi tutkimuksen tekijä apunaan sairaalafysikko. Aineistonhankinta ajoitettiin siten, ettei se häirinnyt yksikön kuvantamistointia. Koska aineistonhankinnan tavoitteena oli tuottaa mitattua tietoa säteilyn sironnasta, se edellytti mittauspisteiden tarkkaa suunnittelua ja sijoittelua ennen säteilymittausten aloittamista. Tutkimuksessa hyödynnettiin systemaattista havainnointia, joka on määrällisen tutkimuksen soveltuvin havaintomuoto, ja se vaatii ennalta määriteltyjen mittareiden ja havainnointimenetelmien käyttöä (Vilka 2007, 29–30).

Tutkimushuoneen lattiaan luotiin ja merkittiin yhteensä 40 mittauspistettä, jotka sijoitettiin säännölliseen ruudukkomaiseen muotoon (50 cm x 50 cm) TT-laitteen gantryn etupuolelle ja pisteet numeroitiin juoksevasti (kuva 2), jolloin kyseessä oli systemaattinen ja tarkoituksellinen otantatapa. Pisteet 1–20 sijoitettiin laitteen potilaspöydän vasemmalle ja 21–40 oikealle puolelle. Pisteet 1–5 ja 21–25 asetettiin gantryn etupuolella olevalle määritetylle suoruuslinjalle, 50 cm:n etäisyydelle gantryn ulkoreunasta potilaspöytään päin. Tämä etäisyys määrittyi säteilymittarin telineen fyysisten mittojen ja TT-kuvantamisohjattua toimenpidettä suorittavan henkilön oletetun sijainnin perusteella. Mittauspisteiden tarkka asemointi varmistettiin käyttämällä lasermittausrakenteita, ja tutkimushuoneen pohjapiirustukseen tehtiin visualisointi näistä pisteistä käyttäen GIMP- ja PowerPoint-ohjelmistoja. Kuvassa 2 on havainnollistettu mittauspisteet tutkimushuoneessa ja suurennettu pohjakuva on liitteessä 1, jossa mittauspisteiden numeroinnit erottuvat selkeästi.



Kuva 2. Tietokonetomografiatutkimushuoneen pohjakuvaan määritetyt ja numeroidut mittauspisteet.

Mittauspisteiden järjestely mahdollisti säteilyn sirontaprofiilin systemaattisen analysoinnin ja havainnollisti säteilyn käyttäytymistä huoneessa paremmin kuin satunnaisotanta. Mittauspisteiden määrittämisessä tutkimushuoneeseen hyödynnettiin tutkimuksen tekijän rakennusalan kokemusta ja siellä käytettävien mittauslaitteiden tuntemusta. Esimerkiksi käyttämällä tarkoitukseen sopivia lasermittausvälineitä varmistamaan mittauspisteiden tarkka asemointi sekä niiden yhteneväisyys gantryn suoruuslinjan kanssa. Mittauspisteiden sijoittelua tarkennettiin alkuperäisestä tutkimussuunnitelmasta, jotta tutkimuksen tavoitteet täytyisivät ja säteilyn sirontakartoista saatiin mahdollisimman informatiivisia. Uusintamittauksia varten satunnaislukugeneraattorilla valittiin pisteet 12, 14, 27 ja 35.

Säteilymittaukset suoritettiin kalibroidulla RTI Scatter Probe -säteilymittarilla, joka on suunniteltu erityisesti sironneen säteilyn mittaamiseen (RTI 2024, 27). Mittari yhdistettiin siihen kuuluvaan kannettavaan tietokoneeseen, mikä mahdollisti mittaus tulosten reaaliaikaisen seurannan ja tallennuksen. Kalibroidun mittarin käyttö varmisti mittauksen tarkkuuden ja oikeellisuuden (STUK S/7/2021). Mittari asetettiin kolmijalkatelineeseen, ja mittauskennon keskikohta asetettiin 150 cm:n korkeudelle lattialta, vastaten keskimääräisen aikuisen kasvojen korkeutta. Tämä korkeus valittiin, koska kasvojen alueella sijaitsevat erityisesti säteilylle herkät silmät (ICRP 2012, 138–139; STUK 2023c). Suomessa 18–64-vuotiaiden aikuisten keskipituus on noin 172 cm (THL 2019), ja valittu 150 cm:n mittauskorkeus heijastaakin realistisesti kasvojen sijaintia. Mittari suunnattiin kohtisuoraan säteilyä sirottavaa kohdetta, eli TT-laitetta ja fantomia kohti. Teline keskitettiin tarkasti lattialle merkittyyn mittauspisteeseen käyttäen apuna luotinarua (kuva 3), joka mahdollisti mittarin täsmällisen sijoittelun ja varmisti mittaus tulosten luotettavuuden sekä vertailtavuuden. Lisäksi telineen vakaus ja säätöominaisuuksien lukitus estivät mittarin liikkeitä ja korkeuden muutokset mittauksen aikana.



Kuva 3. Säteilymittari tuettuna telineeseen (Järvi 2024, CC BY-NC)

Tutkimuksessa käytettiin TT-laitteen 100 kV:n ja 120 kV:n "hermojuuribiopsia"-kuvausprotokollia ja kahta eri kokoista CTDI-fantomia halkaisijaltaan 16 cm ja 32 cm. Kuvausprotokollia muokattiin tutkimustarpeisiin sopivaksi yhdessä sairaalafysiikon kanssa. Muutoksina näistä protokollista poistettiin käytöstä HandCARE-ominaisuus, leikemäärä vähennettiin yhteen ja leikepaksuus asetettiin viiteen millimetriin. HandCARE-ominaisuus on Siemens Healthineersin laitteissa röntgenputken säteilykulman säätöominaisuus, joka on suunniteltu vähentämään hoitohenkilökunnan altistumista säteilylle erityisesti toimenpiteissä, joissa heidän kätensä voi joutua lähelle säteilykenttää (Siemens 2024). Ominaisuuden poisto mahdollisti säteilyn sironnan tutkimisen eri asetelmilla ilman, että hoitohenkilökunnan sädehygienia oli ensisijaisena tavoitteena ja siten muutos oli perusteltu tähän tutkimukseen. Taulukossa 3 on esitetty tässä tutkimuksessa käytetyt TT-laitteen kuvausparametrit. Fantomit tuettiin TT-laitteen potilaspöytään ja asetettiin tarkasti laitteen isosentriin, jotta säteily kohdistui tasaisesti fantomiin ja mittaukset vastasivat todellisia olosuhteita. Fantomit vastasivat eri kehon osien kokoja säteilyn vaimennusominaisuuksiltaan: 16 cm:n fantomi kuvasi aikuisen pään tai lapsen vartalon profiilia, ja 32 cm:n fantomi kuvasi aikuisen vartalon profiilia (Sun Nuclear n.d.). Käytetyt fantomit, jotka olivat yhteistyökumppanin omaisuutta, täyttivät kansainväliset standardit (FDA 21CFR 1020.33 ja IEC 60601-2-44). Edistään tutkimuksen luotettavuutta, vertailukelpoisuutta ja mahdollistaen säteilyn vaimennuksen sekä sironnan tutkimisen erilaisissa kehon osissa, laajentaen tutkimuksen sovellettavuutta erilaisiin potilastapauksiin.

Taulukko 3. Säteilymittauksissa käytetyt TT-laitteen kuvausparametrien ominaisuudet.

Kuvausparametrit	Säteilymittaus 100 kV	Säteilymittaus 120 kV
• kuvausjännite	• 100 kV	• 120 kV
• kuvausvirta	• 60 mAs	• 60 mAs
• kuvausaika/pyörähdys	• 0,5 sekuntia	• 0,5 sekuntia
• leikemäärä & -paksuus	• 1 x 5 mm	• 1 x 5 mm
• HandCARE	• pois käytöstä	• pois käytöstä
• gantryn kallistus	• 0 °	• 0 °

Ennen varsinaista säteilymittausta toteutettiin kaksi testimittauskertaa toukokuussa 2024, joilla varmistettiin säteilymittauslaitteiston toimivuus ja aineiston keruusuunnitelman käytännöllisyys. Testimittauksen aikana esimerkiksi havaittiin tarpeelliseksi lisätä toistomittauksen määrä kolmesta viiteen, joka aiheutti varsinaisen aineistonhankinnan ajallisen keston pidentymistä ja havaintojen määrää. Varsinainen aineistonkeruu toteutettiin 18.6.2024, jolloin kerättiin kahdeksassa tunnissa yhteensä 880 mittaushavaintoa. Näistä 800 oli varsinaista tutkimusaineistoa ja 80 uusintamittauksia. Uusintamittauksissa toistettiin mittaus neljän mittauspisteen osalta kaikilla tutkimuksessa käytetyillä kuvausjännitteillä (100 kV ja 120 kV) ja fantomikoilla (16 cm ja 32 cm), tarkastaen mittaustulosten toistettavuutta ja riippumattomuutta satunnaisvaihteluiden takia.

Mittausaineisto tallennettiin digitaaliseen muotoon, ja tiedot siirrettiin Excel-taulukkoon muistitikun avulla. Excelin käyttö mahdollisti aineiston helpon jatkokäytön ja siirtämisen tilastollisiin ohjelmistoihin. Kerätty aineisto varmuuskopioitiin turvallisuussyistä pilvipalveluihin ja ulkoisille kiintolevyille. Varmuuskopiointiprosessi oli perusteltu, sillä Uharin ja Niemisen (2014) mukaan säilytettävästä aineistosta tulee pitää erityistä huolta, erityisesti varmuuskopioimalla se, jotta tiedot eivät vahingoitu tai katoa tutkimuksen aikana. Työssä käytetty systemaattinen havainnointi ja kalibroidun säteilymittarin käyttö varmistivat mittaustulosten luotettavuuden ja johdonmukaisuuden.

#### 8.4 Aineiston käsittely ja analyysi

Aineisto säilytettiin yhteistyötahon ja työn tekijän OneDrive-pilvipalvelussa, mikä mahdollisti turvallisen tallennuksen ja sujuvan tiedostojen jakamisen osapuolten välillä. Aineiston havainnointimatriisissa käytettiin sekä järjestys- että välimatka-asteikkoa. Välimatka-asteikkoa käytettiin erityisesti säteilyannosten mittaamiseen, koska se mahdollistaa numeeristen tulosten laskemisen ja vertailun keskenään tutkimuksen analyysivaiheessa (Tietoarkisto n.d.a). Tämä oli tärkeää, koska numeerisia tuloksia, eli säteilyannoksia, tarvittiin kuvausjännitteiden ja fantomikokojen aikaansaamien sironneen säteilyn annosten vertailuun TT-tutkimushuoneessa. Järjestysasteikkoa puolestaan käytettiin luokittelemaan kuvausjännitettä ja fantomikokoa, mikä auttoi ryhmittelemään muuttujat järjestyksen mukaan ilman tarkkaa numeerista erotusta. Asteikkojen yhdistelmät mahdollistivat sekä tarkkojen numeeristen tulosten käsittelyn että muuttujien laadullisen luokittelun (Tietoarkisto n.d.a).

Kerätyt mittaustiedot eli säteilyannokset olivat numeerisessa muodossa, ja niiden käsittelyssä käytettiin Excelin ominaisuuksia, kuten laskentataulukkoja ja kaavioita, jotka helpottivat mittaustulosten tarkastelua ja analysointia. Esimerkiksi Excelin avulla mittaustulosten tarkkuus varmistettiin laskeamalla säteilyannosnopeus ( $\mu\text{Sv/h}$ ) jälkikäteen säteilytuspulssin (s) keston ja mittarin rekisteröimän säteilyannoksen ( $\mu\text{Sv}$ ) perusteella, mikä mahdollisti tulosten alkuperäisen suunnitelman mukaisen analysoinnin. Lisäksi mittauspisteiden todelliset etäisyydet (cm) ja kulmat ( $^\circ$ ) TT-laitteen isosentristä määritettiin jälkikäteen laskennallisesti, sillä rakenteelliset rajoitteet estivät niiden suoramittaukset. Laskelmissa hyödynnettiin mittauspisteiden ja kiintopisteiden koordinaatteja. Tutkimuksessa hyödynnettiin myös Excelin tarjoamia työkaluja aineiston visuaaliseen havainnollistamiseen, kuten luomalla tuloksista kaaviokuvia, mahdollistaen mittausten selkeän visualisoinnin.

Aineistoa tarkasteltiin aluksi perinteisten tunnuslukujen, kuten keskiarvon (ka.), keskihajonnan (SD) ja havaintojen lukumäärän (n) avulla. Tämä antoi yleiskuvan aineistosta ja sen jakaumasta. Tilastollisessa analyysissä käytettiin SPSS Statistics-ohjelmaa (Statistical Product and Service Solutions) 29.0.1. tulosten luotettavuuden ja tilastollisen merkitsevyyden arvioimiseksi. Ohjelmana se tarjosi kehittyneitä tilastollisia menetelmiä, joilla voitiin analysoida sekä muuttujien välisiä yhteyksiä että mahdollisia eroja ryhmien välillä (IBM n.d.). Perinteisten tunnuslukujen lisäksi säteilyn sironnasta johtuvia tuloksia analysoitiin mediaanin, 25. ja 75. prosenttipisteiden eli persentiilien avulla, koska säteilyannosjakaumat tutkimusasetelmien ja mittauspisteiden osalta olivat epäsymmetrisiä. Prosenttipisteet tarjosivat arvokasta tietoa aineiston jakaumasta ja auttoivat ymmärtämään mittaustulosten hajontaa sekä vaihtelua mediaanin ympärillä. Mediaani ja prosenttipisteet ovat vähemmän herkkiä poikkeamille kuin keskiarvo, joiden käyttö vähensi poikkeavien arvojen vaikutusta graafien esittämisessä (Heikkilä 2014, 84–85).

Aineisto analysoitiin graafisen tarkastelun lisäksi tilastollisten menetelmien avulla, kuten käyttämällä varianssianalyysia. Varianssianalyysi eli ANOVA on erityisesti käytössä lääketieteen tutkimuksissa, kun verrataan kahden tai useamman muuttujien numeraalisia eroja. Lisäksi sillä on mahdollisuus arvioida, ovatko havaitut eroavaisuudet tilastollisesti merkitseviä. (Tietoarkisto n.d.c.) Tässä tutkimuksessa varianssianalyysin osalta muuttujina käytettiin kuvausjännitettä ja fantomin kokoa, jolloin kyseessä oli kaksisuuntainen varianssianalyysi. Tutkimuksessa kerätty aineisto (n=880) käsitti mittaustiedot, jotka oli saatu käyttäen 100 kV:n ja 120 kV:n kuvausjännitteitä sekä kahden eri kokoisen fantomin (16 cm ja 32 cm) mittauksia. Tässä yhteydessä riippumattomina muuttujina olivat kuvausjännitteen arvo (100 kV ja 120 kV) ja fantomin koko (16 cm ja 32 cm). Aineistosta varianssianalyysiin otettiin varsinaiset mittaustulokset (n=800). Lisäksi mittaustulosten toistettavuutta arvioitiin käyttämällä pienempää määrää uusintamittauksia (n=80), joita verrattiin vastaaviin mittauspisteisiin varsinaisissa mittaustuloksissa.

Tulosten analysoinnissa otettiin huomioon sekä niiden tilastollinen merkittävyys että käytännön merkitys säteilyn jakautumisen näkökulmasta eri tutkimusasetelmissa. Analyysin otsikot laadittiin aiheen mukaisesti, ja teksti pyrittiin kirjoittamaan selkeästi, jotta lukija saisi kattavan ja helposti ymmärrettävän kokonaiskuvan tutkimuksen sisällöstä ja tuloksista. Tutkimuksen tuloksissa ja kuvioissa tuotiin esille ensin koko aineiston keskeiset pääkohdat ennen yksityiskohtaisempaa tarkastelua. Tämän jälkeen työn tekijä esitti omat johtopäätöksensä tuloksista ja arvioi niiden merkitystä tutkimuksen kannalta. Tämä lähestymistapa noudattaa Heikkilän (2014, 189–190) esittämiä ohjeita tulosten tulkinnasta ja analysoinnista. Tutkimuksen tuloksia esittäessä tutkijan tulee valita tutkimukselleen tarkoituksenmukaisin ja soveltuvin raportointitapa (Vilka 2007, 136). Tämän tutkimuksen tuloksien osalta ne päätettiin esittää yhdistämällä sanallinen, numeerinen ja visuaalinen esitystapa. Graafisten esitysten, kuten pylväs- ja hajontakuvioiden, luomiseen käytettiin tässä työssä Excel-ohjelmaa. Säteilyn sirontakarttojen luomiseen käytettiin GIMP- ja PowerPoint-ohjelmia. Tämä tapa tarjosi selkeän ja havainnollistavan tavan esittää tuloksia ja tukee lukijan ymmärrystä tutkimuksen keskeisistä löydöksistä. Vilka (2007, 138) korostaa, että graafinen esitystapa auttaa lukijaa hahmottamaan tuloksia visuaalisesti, mikä oli tärkeä osa tämän tutkimuksen raportointia. Tämän tutkimuksen tekijä sovelsi näitä ohjeita varmistaakseen, että tulokset esitettiin selkeästi ja havainnollistavasti tutkimuksen tarkoitukset huomioiden. Vilka (2007, 135) painottaa myös, että tutkijan tulee esittää tutkimuksen tulokset objektiivisesti ja ymmärrettävästi, ilman henkilökohtaisia tulkintoja. Tämän työn analyysivaiheessa pyrittiin noudattamaan näitä periaatteita, jotta tulosten merkitys säteilyn jakautumisen ja tutkimusasetelmien eroavaisuuksien näkökulmasta tulisi esille selkeästi ja luotettavasti. Vaikka määrällisessä tutkimuksessa numerotiedon esittäminen taulukkomuodossa on yleistä ja usein myös helpointa (Vilka 2007, 136–137), tässä työssä katsottiin, että mittaustuloksia kuvaavat kuviot tarjoavat lukijalle informatiivisemman ja havainnollisemman esitystavan.

## 9 TUTKIMUSTULOKSET

Tässä mittaustutkimuksessa suoritettiin yhteensä 880 säteilymittausta, jotka kerättiin neljässä eri tutkimusasetelmassa. Kussakin tutkimusasetelmassa suoritettiin 220 mittausta, joista 20 oli uusintamittauksia mittaustulosten luotettavuuden varmistamiseksi ja mittausten satunnaisvaihtelun arvioimiseksi. Mittaustulokset ilman uusintamittauksia on esitetty liitteessä 2 taulukkomuotoisena, jossa tulosten yhteydessä on käytetty 25. ja 75. prosenttipisteitä sekä mediaania kuvaamaan aineiston jakauman keskeisiä ominaisuuksia ja vaihteluväliä. Tämä taulukko sisältää myös laskennalliset tiedot mittauspisteiden etäisyyksistä (cm) ja astekulmista ( $^{\circ}$ ) suhteessa kuvauslaitteen isosentriin (liite 2). Mittaustulokset ovat esitetty säteilyannosnopeutena, ja yksikkönä käytetään  $\mu\text{Sv/h}$  eli mikrosievertiä tunnissa.

Tutkimusasetelmissa tarkasteltiin säteilyn sironnan käyttäytymistä TT-tutkimushuoneessa eri kuvausjännitteen ja fantomin koon yhdistelmissä. Käytetyt asetelmat olivat seuraavat:

- 100 kV:n kuvausjännite ja 16 cm:n fantomi
- 100 kV:n kuvausjännite ja 32 cm:n fantomi
- 120 kV:n kuvausjännite ja 16 cm:n fantomi
- 120 kV:n kuvausjännite ja 32 cm:n fantomi

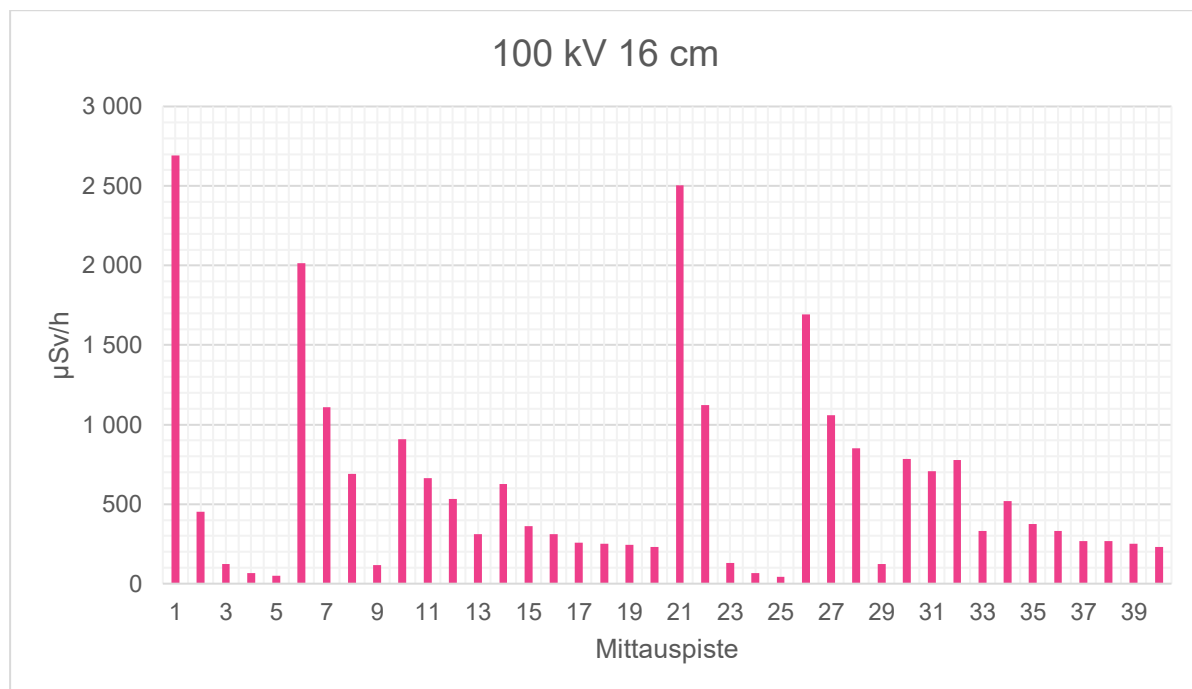
Näillä asetelmilla arvioitiin, miten eri kuvausjännitteen ja fantomin koon yhdistelmät vaikuttivat säteilyn sirontaan. Fantomien eri koot edustivat tässä tutkimuksessa potilaiden erikokoisia kehoja, joilla pyrittiin havainnollistamaan potilaan koon vaikutusta säteilyn sirontaan. Mittauksia suoritettiin yhteensä 40 mittauspisteessä, jotka oli sijoitettu kattavasti TT-tutkimushuoneeseen alueelle, missä työntekijä voisi realistisesti altistua säteilylle TT-kuvantamisohjatun toimenpiteen aikana. Mittauspisteet jakautuivat tasaisesti TT-laitteen etuosan vasemmalle ja oikealle puolelle, jotta säteilyn sirontakäyttäytymistä voitiin analysoida huoneen eri alueilla.

Mittaustulosten pohjalta luotiin visuaalisia kaavioita, jotka kuvaavat selkeästi sironneen säteilyn aiheuttamaa mediaani annosnopeutta TT-tutkimushuoneen eri mittauspisteissä. Näitä kaavioita tarkasteltaessa on tärkeää huomioida, kuinka annosnopeudet on esitetty sekä niissä käytetty pystyakselin asteikko, jotta tuloksia voidaan tulkita oikein. Osassa kaaviokuvista vaaka-akselille on otsikoitu vain joka toinen mittauspiste kaavion selkeyden vuoksi, vaikka graafissa on esitetty kaikki mittauspisteet. Mittaustuloksista laadittiin lisäksi säteilyn sirontakarttoja, jotka näyttävät säteilyn jakauman tutkimushuoneessa eri tutkimusasetelmilla ja näissä on myös esitetty mittauspisteen mediaani annosnopeus. Sirontakarttoihin lisättiin värikoodaus, joka auttaa hahmottamaan annosnopeuden vaihtelut eri alueilla ja tekee karttojen tulkinnasta intuitiivisempaa. Sirontakarttojen osalta niiden oikeassa reunassa on esitetty selitteet eri värien annosnopeuksille asteikolla 0–7000  $\mu\text{Sv/h}$  ja käytettäviä värejä on yhteensä viisi. Tällä visuaalisella esitystavalla pyritään parantamaan tulosten ymmärrettävyyttä ja konkretiaa säteilyn sironnan osalta.

Mittaustuloksia analysoitiin keskeisten muuttujien perusteella, kuten kuvausjännitteiden, fantomin koon ja mittauspisteiden etäisyyden osalta säteilyn lähteestä eli TT-laitteen isosentristä. Analyysin avulla pyrittiin ymmärtämään säteilyn annosnopeuden ja säteilykentän intensiteetin vaihtelut eri mittauspisteissä ja arvioimaan, kuinka nämä tekijät vaikuttavat säteilyn sirontaprofiiliin koko mittausalueella TT-tutkimushuoneessa.

## 9.1 Säteilyannosnopeus tutkimusasetelmassa 100 kV ja 16 cm fantomi

Tässä tutkimusasetelmassa mitattiin säteilyn sironnasta aiheutuvia annosnopeuksia 100 kV:n kuvausjännitteen ja 16 cm:n fantomin avulla (n=200). Mittauspisteiden 1–40 mediaanien yhteenlaskettu keskiarvo oli 610,9  $\mu\text{Gy/h}$ , vaihteluvälin ollessa 43,2–2692,8  $\mu\text{Sv/h}$ . Kuvassa 4 on esitetty kaavio mittaustuloksista, jossa pystyakselilla on säteilyn sironnasta johtuva mediaani annosnopeus ( $\mu\text{Sv/h}$ ) ja vaaka-akselilla mittauspisteen sijainti (1–40). Kaavion selkeyden parantamiseksi vaaka-akselilla on otsikoitu vain joka toinen mittauspiste.

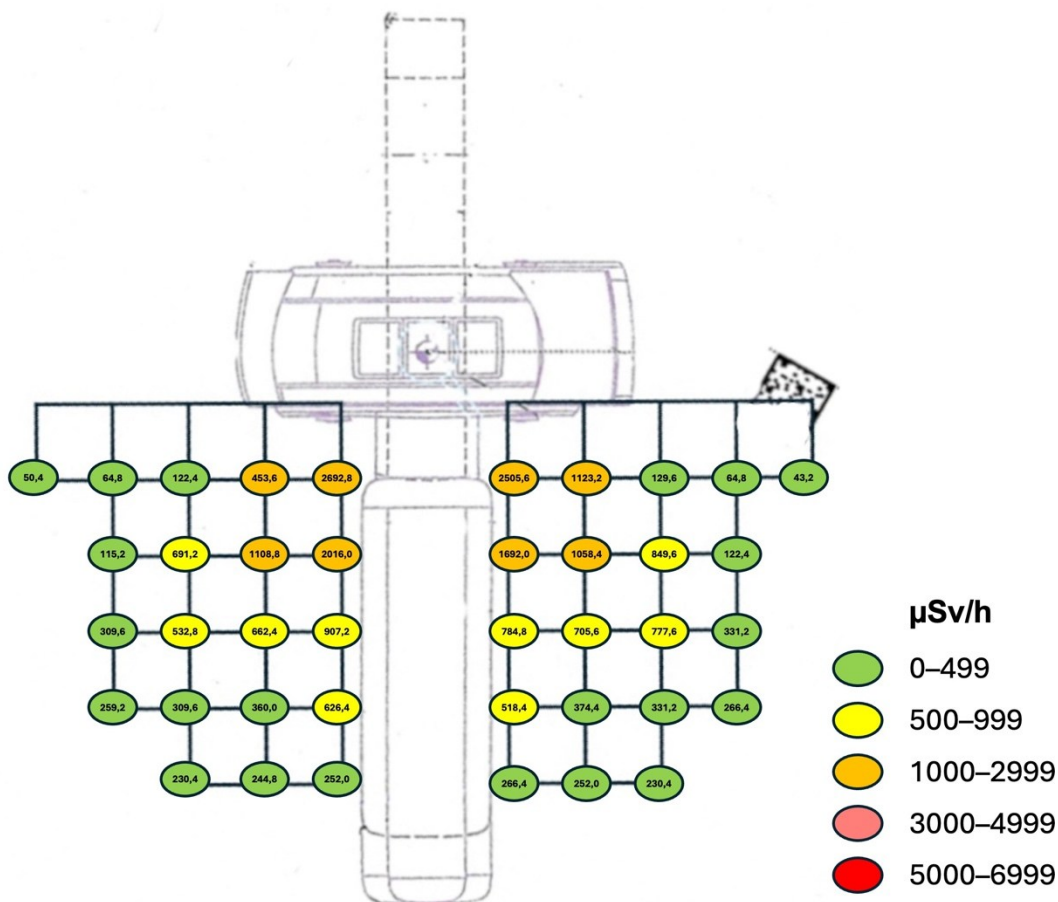


Kuva 4. Säteilyannosnopeudet mittauspisteittäin tutkimusasetelmassa 100 kV 16 cm.

Tämän tutkimusasetelman mittaustulokset osoittavat merkittäviä eroja säteilyn sironnasta aiheutu-neissa annosnopeuksissa eri mittauspisteiden välillä, kuten kuvasta 4 käy ilmi. Suurimmat mediaa-niarvot havaittiin mittauspisteissä 1 ja 21, jotka sijaitsivat lähimpänä TT-laitteen isosentriä vain 113,6 cm:n etäisyydellä. Mittauspisteen 1 mediaani oli 2692,8  $\mu\text{Sv/h}$ , vaihteluvälin ollessa 2617,2–2973,6  $\mu\text{Sv/h}$ . Kun mittauspisteen 21 mediaani oli 2505,6  $\mu\text{Sv/h}$ , vaihteluvälillä 2408,4–2520,0  $\mu\text{Sv/h}$ . Li-säksi mittauspisteissä 6 ja 26 havaittiin korkeita annosnopeuksia: mittauspisteessä 6 mediaani oli 2016,0  $\mu\text{Sv/h}$  ja mittauspisteessä 26 mediaani 1692,0  $\mu\text{Sv/h}$ . Näiden pisteiden etäisyys isosentristä oli 153 cm, ja ne sijaitsivat aivan TT-laitteen potilaspyödyän vieressä.

Etäämmällä isosentristä mitatut pisteet tuottivat huomattavasti pienempiä annosnopeuksia, ja niiden vaihteluvälit olivat tasaisempia. Esimerkiksi mittauspisteessä 25, joka sijaitsi 291,8 cm:n etäisyydellä ja 164,1 asteen kulmassa TT-laitteen isosentriin nähden, mediaani oli vain 43,2  $\mu\text{Sv/h}$  ilman vaihte-lua (43,2–43,2  $\mu\text{Sv/h}$ ). Tulokset korostavat etäisyyden ja kulman merkitystä säteilyn sironnann voi-makkuuden määrittämisessä. Käytettäessä 100 kV:n kuvausjännitettä ja 16 cm:n fantomia sironta ei jakaantunut tasaisesti TT-tutkimushuoneessa. Mittauspisteissä havaittiin huomattavia eroja annos-

nopeuksissa ja vaihteluvälien hajonnassa, mikä osoittaa sirontakentän epäsymmetrisyyden ja lähimpänä isosentriä sijaitsevien alueiden suuremman säteilyaltistuksen. Esimerkiksi mittauspisteessä 1 mitattu annosnopeus oli 11,6-kertainen verrattuna mittauspisteeseen 40, joka sijaitsi kauempana isosentristä. Mittauspisteen sijainnin kulma isosentriin nähden vaikutti myös annosnopeuksiin. Esimerkiksi pisteissä 5 ja 25, jotka sijaitsivat TT-laitteen reunoilla, havaittiin erittäin pienet annosnopeudet, noin 4,6–5,3 kertaa pienemmät kuin pisteessä 40. Kuvassa 5 on esitetty mitattujen annosnopeuksien mediaanit sirontakarttana, joka havainnollistaa annosnopeuksien jakautumista TT-laitteen ympäristössä.

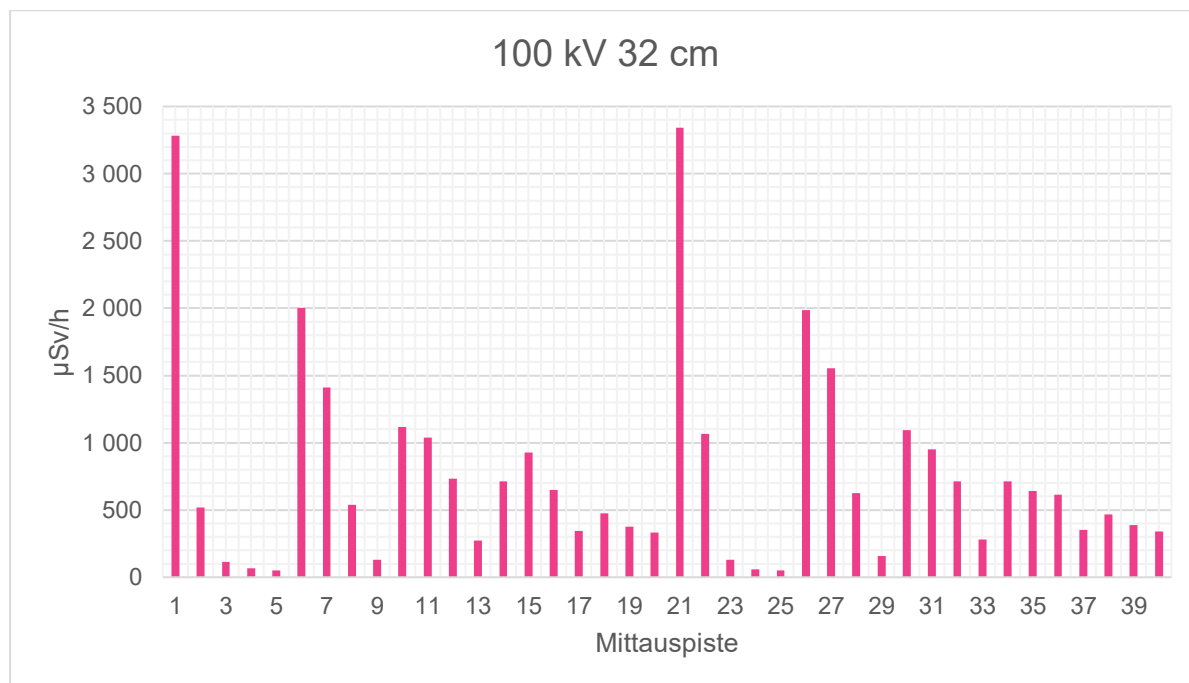


Kuva 5. Säteilyn sirontakartta tutkimusasetelmassa 100 kV 16 cm.

Kuten kuvasta 5 visualisoituu, että säteilyn sironnasta johtuvat annosnopeudet ovat suurimmillaan aivan TT-laitteen gantryn aukon edessä ja sironta ei ole tasaisesti jakautunut mittauspisteiden välillä. Mittauspisteiden välinen vaihtelu näkyy värikoodatuista arvoista, joissa punaisella merkityt pisteet edustavat korkeimpia annosnopeuksia (5000–7000 µSv/h) ja vihreällä merkityt alhaisimpia (0–499 µSv/h). Tämän tutkimusasetelman osalta annosnopeuksien ollessa 43,2–2692,8 µSv/h väliltä, väreistä on käytössä vihreä, keltainen ja oranssi (kuva 5).

## 9.2 Säteilysnopeus tutkimusasetelmassa 100 kV ja 32 cm fantomi

Tässä tutkimusasetelmassa mitattiin säteilyn sironnasta aiheutuvia annosnopeuksia 100 kV:n kuvausjännitteen ja 32 cm:n fantomin avulla (n=200). Mittauspisteiden 1–40 mediaanien yhteenlaskettu keskiarvo oli 765,4  $\mu\text{Gy/h}$ , vaihteluvälin ollessa 50,4–3340,8  $\mu\text{Sv/h}$ . Kuvassa 6 on esitetty kaavio mittaustuloksista, jossa pystyakselilla on säteilyn sironnasta johtuva mediaani annosnopeus ( $\mu\text{Sv/h}$ ) ja vaaka-akselilla mittauspisteen sijainti (1–40). Kaavion selkeyden parantamiseksi vaaka-akselilla on otsikoitu vain joka toinen mittauspiste.



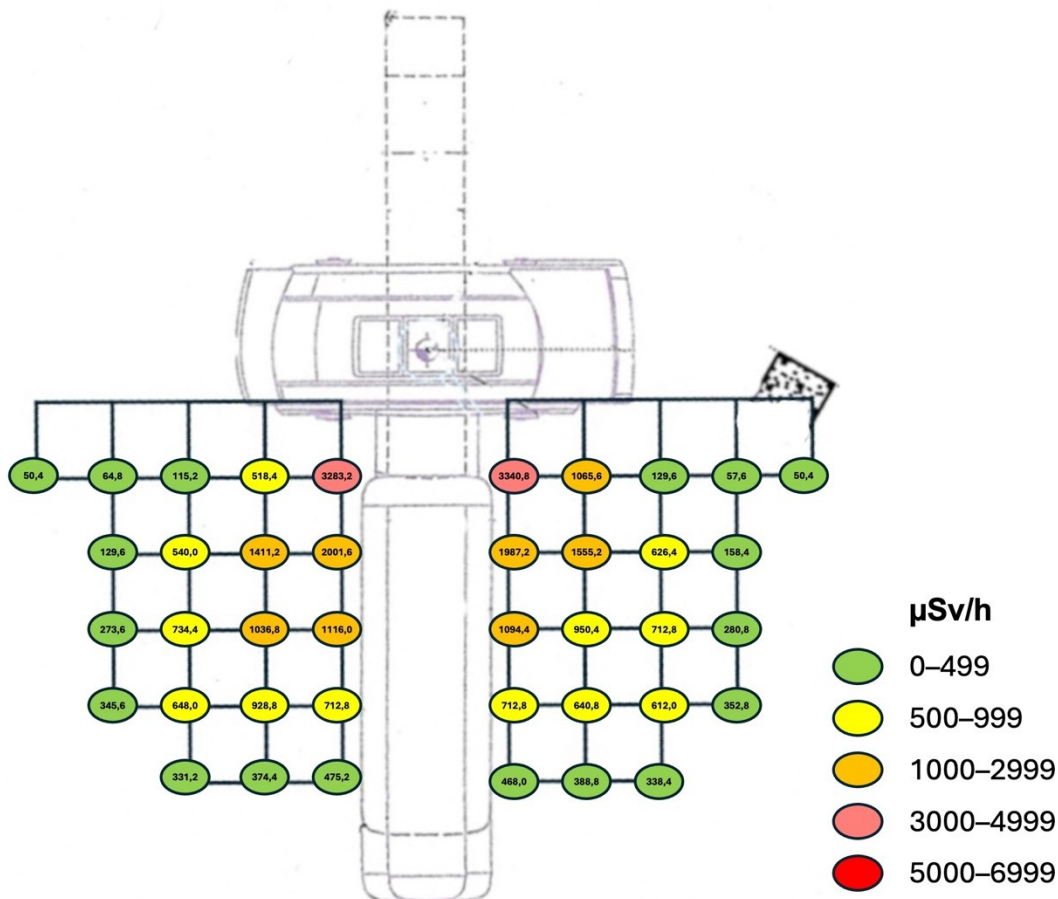
Kuva 6. Säteilysnopeudet mittauspisteittäin tutkimusasetelmassa 100 kV 32 cm.

Tämän tutkimusasetelman mittaustulokset osoittavat merkittäviä eroja säteilyn sironnasta aiheutuneissa annosnopeuksissa eri mittauspisteiden välillä, kuten kuvassa 6 havainnollistetaan. Suurimmat mediaaniarvot mitattiin mittauspisteissä 1 ja 21, jotka sijaittivat lähimpänä TT-laitteen isosentriä, 113,6 cm:n etäisyydellä. Mediaanit olivat 3283,2  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 1) ja 3340,8  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 21). Mittauspisteissä 6 ja 26, jotka sijaittivat 153 cm:n päässä isosentristä potilaspöydän vieressä, havaittiin myös suhteellisen suuret annosnopeudet. Näissä mediaanit olivat 2001,6  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 6) ja 1987,2  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 26), vaihteluvälien näissä ollessa 1944,0–2268,0  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 6) ja 1893,6–2520,0  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 26).

Mittauspisteissä, jotka sijaittivat kauempana isosentristä, annosnopeudet olivat huomattavasti pienempiä. Esimerkiksi mittauspisteessä 40, jonka etäisyys isosentriin oli 333,2 cm, mediaani oli vain 338,4  $\mu\text{Sv/h}$  vaihteluvälin ollessa 331,2–338,4  $\mu\text{Sv/h}$ . Pienimmät annosnopeudet havaittiin mittauspisteissä 5 ja 25, joissa molemmissa mediaani oli 50,4  $\mu\text{Sv/h}$ . Näiden vaihteluvälit olivat suhteellisen tasaiset: 46,8–50,4  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 5) ja 43,2–50,4  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 25).

Tulosten perusteella havaittiin, että käytettäessä 100 kV:n kuvausjännitettä ja 32 cm:n fantomia säteilyn sironta ei jakaudu tasaisesti TT-tutkimushuoneessa. Mittauspisteiden välillä oli huomattavia

eroja sekä annosnopeuksissa että vaihteluvälien hajonnoissa, mikä korostaa sirontakentän epäsymmetriaa ja lähimpänä isosentriä sijaitsevien alueiden suurempaa säteilyaltistusta. Esimerkiksi mittauspisteessä 1 mitattu annosnopeus oli 9,7-kertainen verrattuna mittauspisteeseen 40. Etäisyyden lisäksi myös mittauspisteen sijainnin kulma isosentrin suhteen vaikutti annosnopeuteen. Pisteissä 5 ja 25, jotka sijaitsivat TT-laitteen reunoilla, havaittiin erittäin pienet annosnopeudet, jotka olivat 6,7 kertaa pienempiä kuin mittauspisteessä 40 mitatut arvot. Kuvassa 7 on esitetty mitattujen annosnopeuksien mediaanit säteilyn sirontakartaksi TT-laitteen eteen.

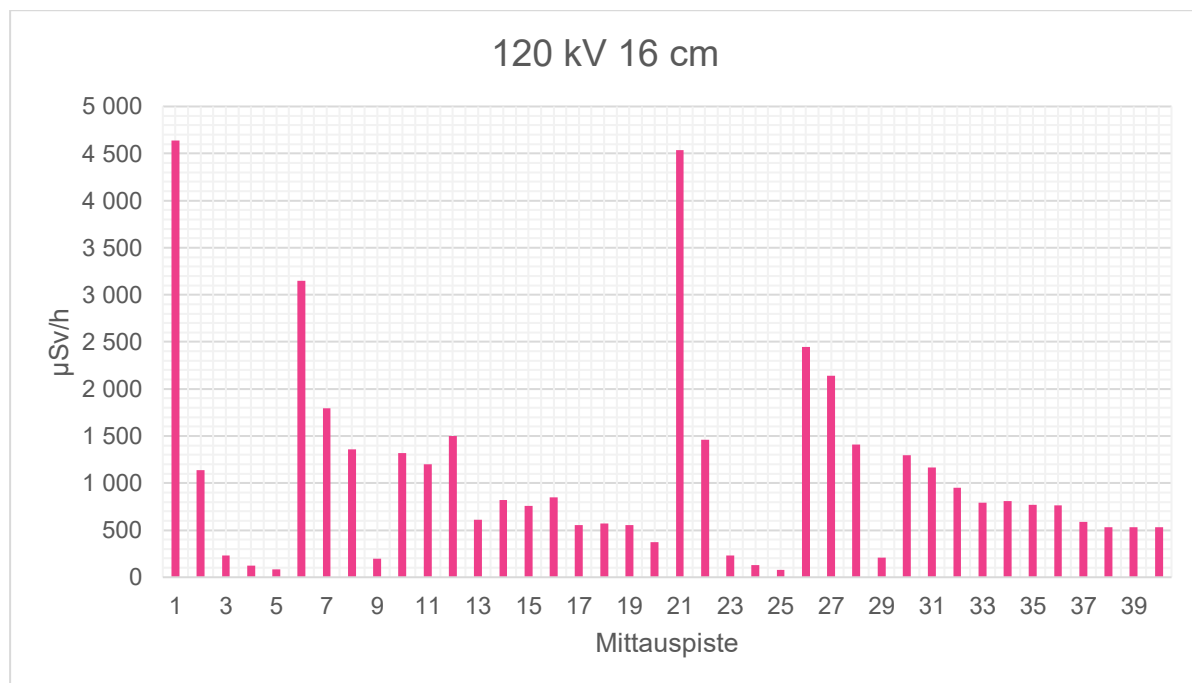


Kuva 7. Säteilyn sirontakartta tutkimusasetelmassa 100 kV 32 cm.

Kuvasta 7 visualisoituu, että säteilyn sironnasta johtuvat annosnopeudet ovat suurimmillaan aivan gantryn aukon edessä, ja sironta ei jakaudu tasaisesti mittauspisteiden välillä. Mittauspisteiden välinen vaihtelu näkyy värikoodatuista arvoista, jossa punaisella merkityt pisteet edustavat suurempia annosnopeuksia (5000–7000  $\mu\text{Sv/h}$ ) ja vihreällä merkityt pienempiä (0–499  $\mu\text{Sv/h}$ ). Tämän tutkimusasetelman osalta annosnopeudet vaihtelevat välillä 50,4–3340,8  $\mu\text{Sv/h}$ , ja kartassa käytetyt värit ovat vihreä, keltainen, oranssi ja lohenpunainen (kuva 7).

### 9.3 Säteilyannosnopeus tutkimusasetelmassa 120 kV ja 16 cm fantomi

Tässä tutkimusasetelmassa mitattiin säteilyn sironnasta aiheutuvia annosnopeuksia 120 kV:n kuvausjännitteen ja 16 cm:n fantomin avulla (n=200). Mittauspisteiden 1–40 mediaanien yhteenlaskettu keskiarvo oli 1079,8  $\mu\text{Gy/h}$ , vaihteluvälin ollessa 79,2–4636,80  $\mu\text{Sv/h}$ . Kuvassa 8 on esitetty kaavio mittaustuloksista, jossa pystyakselilla on säteilyn sironnasta johtuva mediaani annosnopeus ( $\mu\text{Sv/h}$ ), ja vaaka-akselilla mittauspisteen sijainti (1–40). Kaavion selkeyden parantamiseksi vaaka-akselilla on otsikoitu vain joka toinen mittauspiste.

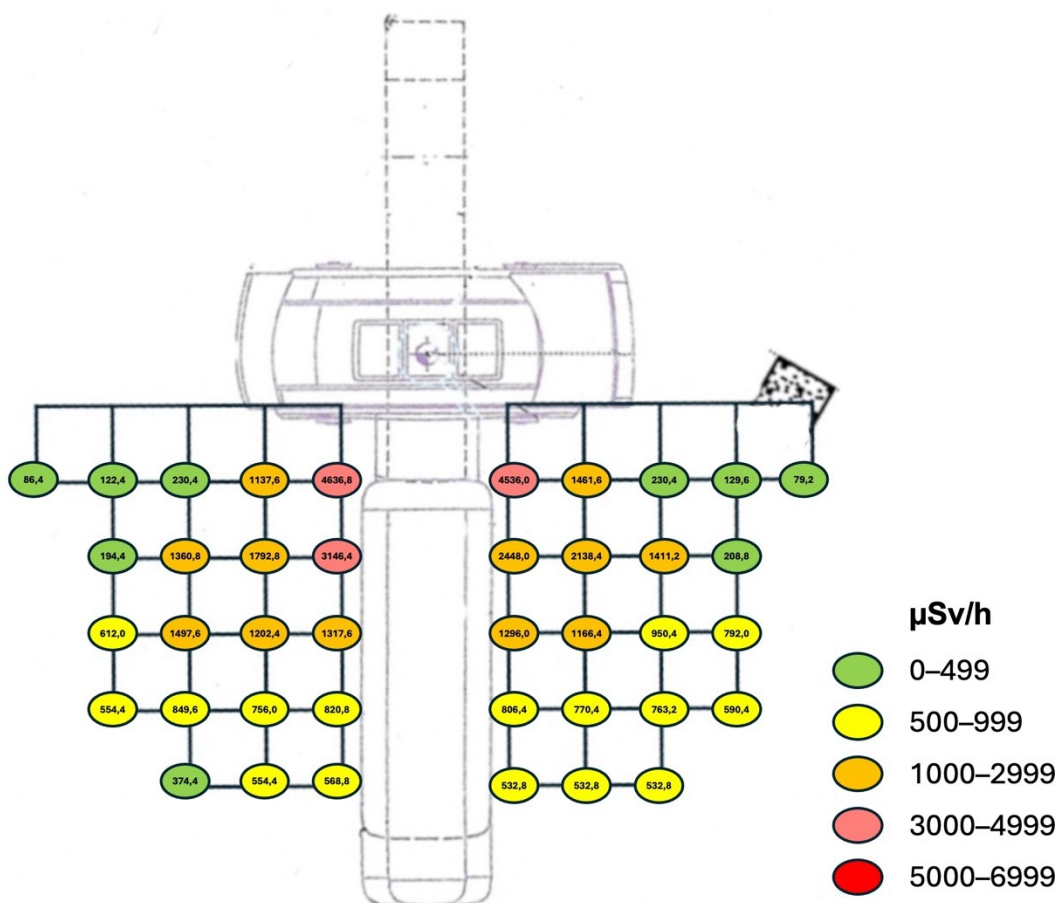


Kuva 8. Säteilyannosnopeudet mittauspisteittäin tutkimusasetelmassa 120 kV 16 cm.

Tämän tutkimusasetelman mittaustulokset osoittavat merkittäviä eroja säteilyn sironnasta aiheutu-neissa annosnopeuksissa eri mittauspisteiden välillä, kuten kuvasta 8 käy ilmi. Suurimmat mediaa-niarvot havaittiin mittauspisteissä 1 ja 21, jotka sijaitsivat lähimpänä TT-laitteen isosentriä, vain 113,6 cm:n etäisyydellä. Mittauspisteessä 1 mediaani oli 3283,2  $\mu\text{Sv/h}$  ja mittauspisteessä 21 medi-aani 3340,8  $\mu\text{Sv/h}$ . Lisäksi mittauspisteet 6 ja 26, jotka sijaitsivat 153 cm:n päässä isosentristä poti-laspöydän vieressä, tuottivat suuria annosnopeuksia: mediaanit olivat 2001,6  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 6) ja 1987,2  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 26). Näiden vaihteluvälit olivat 1944,0–2268,0  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 6) ja 1893,6–2520,0  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 26).

Etäämmällä isosentristä mitatut pisteet tuottivat huomattavasti pienempiä annosnopeuksia. Esimer-kiksi mittauspisteessä 40, 333,2 cm:n päässä isosentristä, mediaani oli vain 338,4  $\mu\text{Sv/h}$  (vaihtelu-väli 331,2–338,4  $\mu\text{Sv/h}$ ). Pienimmät annosnopeudet havaittiin mittauspisteissä 5 ja 25, joiden medi-aanit olivat molemmissa 50,4  $\mu\text{Sv/h}$ . Näissä pisteissä vaihteluvälit olivat tasaiset: 46,8–50,4  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 5) ja 43,2–50,4  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 25).

Mittaukset osoittavat, että käytettäessä 120 kV:n kuvausjännitettä ja 16 cm:n fantomia säteilyn sironta ei jakaudu tasaisesti TT-tutkimushuoneessa. Annosnopeuksien ja vaihteluvälien erot mittauspisteiden välillä korostavat sirontakentän epäsymmetriaa ja lähimpänä isosentriä olevien alueiden suurempaa säteilyaltistusta. Esimerkiksi mittauspisteessä 1 havaittu annosnopeus oli 8,7-kertainen verrattuna pisteeseen 40. Mittauspisteen sijainnin kulma isosentriin nähden vaikutti myös merkittävästi sirontaan, esimerkiksi mittauspisteissä 5 ja 25 havaittiin erittäin pienet annosnopeudet, jotka olivat noin 6,2–6,7 kertaisesti pienemmät kuin mittauspisteessä 40. Yleisesti tutkimusasetelman osalta suurimmat sironavan säteilyn annosnopeudet havaittiin mittauspisteissä, jotka sijaitsivat lähellä TT-laitteen isosentriä, kuten mittauspisteissä: 1, 6, 21 ja 26. Kuvassa 7 on esitetty mitattujen annosnopeuksien mediaanit sirontakarttana, joka havainnollistaa säteilyn jakautumisen TT-laitteen eteen.

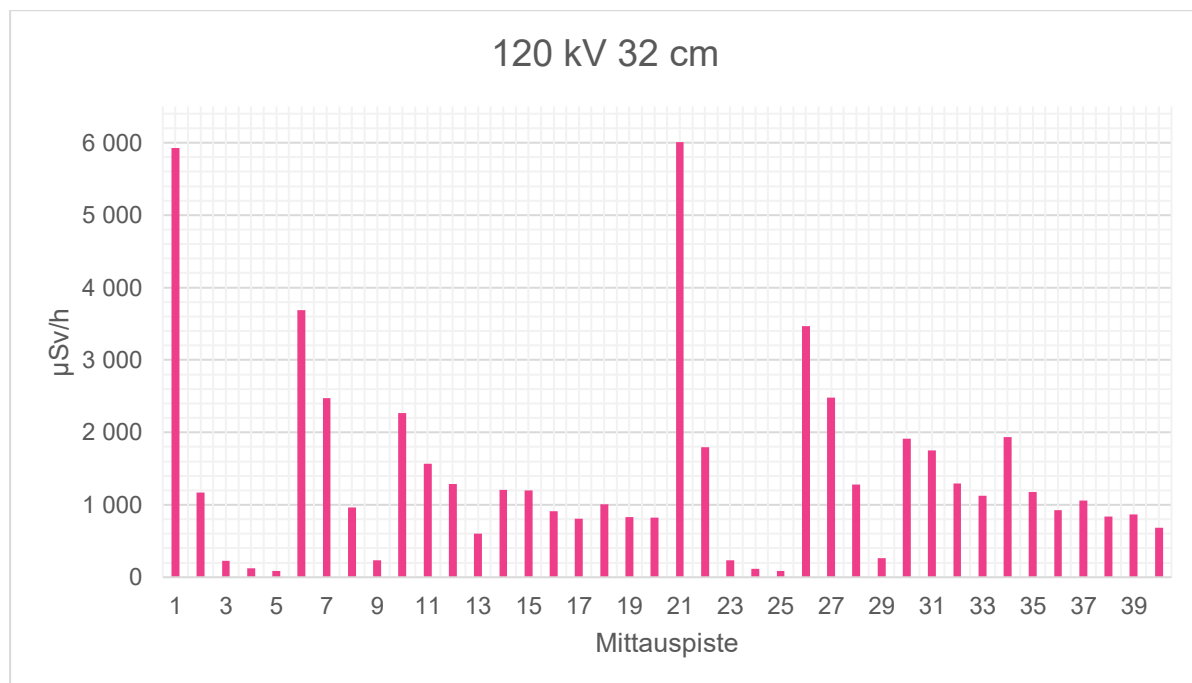


Kuva 9. Säteilyn sirontakartta tutkimusasetelmassa 120 kV 16 cm.

Kuvasta 9 visualisoituu, että säteilyn sironnasta johtuvat annosnopeudet ovat suurimmillaan aivan gantryn aukon edessä, ja sironta ei jakaudu tasaisesti mittauspisteiden välillä. Mittauspisteiden välinen vaihtelu näkyy värikoodatuista arvoista, jossa punaisella merkityt pisteet edustavat suurempia annosnopeuksia (5000–7000  $\mu\text{Sv/h}$ ) ja vihreällä merkityt pienempiä (0–499  $\mu\text{Sv/h}$ ). Tämän tutkimusasetelman osalta annosnopeudet vaihtelevat välillä 79,2–4636,80  $\mu\text{Sv/h}$ , ja kartassa käytetyt värit ovat vihreä, keltainen, oranssi ja lohenpunainen (kuva 9).

## 9.4 Säteilyannosnopeus tutkimusasetelmassa 120 kV ja 32 cm fantomi

Tässä tutkimusasetelmassa mitattiin säteilyn sironnasta aiheutuvia annosnopeuksia 120 kV:n kuvausjännitteen ja 32 cm:n fantomin avulla (n=200). Mittauspisteiden 1–40 mediaanien yhteenlaskettu keskiarvo oli 1417,9  $\mu\text{Gy/h}$ , vaihteluvälin ollessa 86,4–6004,8  $\mu\text{Sv/h}$ . Kuvassa 10 on esitetty kaavio mittaustuloksista, jossa pystyakselilla on säteilyn sironnasta johtuva mediaani annosnopeus ( $\mu\text{Sv/h}$ ), ja vaaka-akselilla mittauspisteen sijainti (1–40). Kaavion selkeyden parantamiseksi vaaka-akselilla on otsikoitu vain joka toinen mittauspiste.

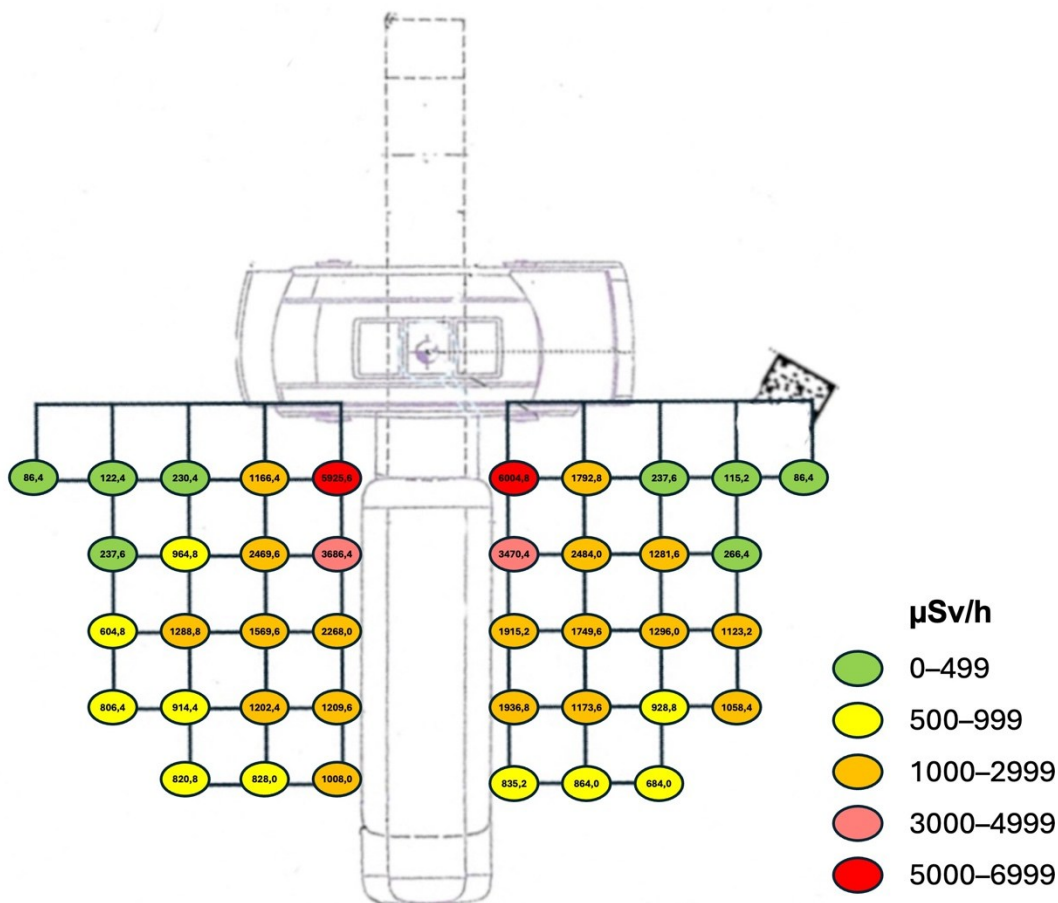


Kuva 10. Säteilyannosnopeudet mittauspisteittäin tutkimusasetelmassa 120 kV 32 cm.

Tämän tutkimusasetelman mittaustulokset osoittavat merkittäviä eroja säteilyn sironnasta aiheutu-neissa annosnopeuksissa eri mittauspisteiden välillä, kuten kuvasta 10 käy ilmi. Suurimmat mediaa-niarvot havaittiin mittauspisteissä 1 ja 21, jotka sijaitsivat lähimpänä TT-laitteen isosentriä, vain 113,6 cm päässä. Mittauspisteessä 1 mediaani oli 5925,6  $\mu\text{Sv/h}$  ja mittauspisteessä 21 mediaanin ollessa 6004,8  $\mu\text{Sv/h}$ . Mittauspisteissä 6 ja 26, jotka sijaitsivat 153 cm etäisyydellä isosentristä poti-laspöydän vieressä, mitattiin myös suhteellisen suuria annosnopeuksia. Näiden mediaanit olivat 3686,4  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 6) ja 3470,4  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 26), ja vaihteluvälit olivat vastaavasti 3434,4–4230,0  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 6) ja 3312,0–4168,8  $\mu\text{Sv/h}$  (mittauspiste 26).

Etäämmällä isosentristä sijaitsevilla mittauspisteillä annosnopeudet olivat huomattavasti pienem-piä verrattuna lähellä sijaitseviin mittauspisteisiin. Esimerkiksi mittauspisteessä 20, jonka etäisyys isosentriin oli 333,2 cm, mediaani oli vain 820,8  $\mu\text{Sv/h}$  (vaihteluväli 709,2–990,0  $\mu\text{Sv/h}$ ). Pienimmät annosnopeudet mitattiin mittauspisteissä 5 ja 25, joissa molemmissa mediaani oli 86,4  $\mu\text{Sv/h}$  ja vaih-teluvälin ollessa suhteellisen tasainen 82,8–90  $\mu\text{Sv/h}$ .

Tulosten tarkastelu osoittaa, että käytettäessä 120 kV:n kuvausjännitettä ja 32 cm:n fantomia säteilyn sironta ei jakaudu tasaisesti TT-tutkimushuoneessa. Annosnopeuksissa ja vaihteluväleissä havaittiin merkittäviä eroja mittauspisteiden välillä, mikä korostaa sirontakentän epäsymmetriaa sekä lähimpänä isosentriä olevien alueiden suurempaa säteilyaltistusta. Esimerkiksi mittauspisteessä 1 havaittu annosnopeus oli 7,2-kertainen verrattuna mittauspisteeseen 20. Mittauspisteen sijainnin kulma isosentriin nähden vaikutti myös merkittävästi sirontaan. Pisteissä 5 ja 25 havaittiin erittäin pienet annosnopeudet, jotka olivat noin 9,5 kertaa pienempiä kuin mittauspisteessä 20. Joissakin mittauspisteissä esiintyi lisäksi huomattavaa hajontaa vaihteluväleissä, kuten mittauspisteessä 26, jossa mediaani oli 3470,4  $\mu\text{Sv/h}$  vaihteluvälin ollessa 3312,0–4168,8  $\mu\text{Sv/h}$ . Yleisesti tutkimusasetelman osalta suurimmat siroavan säteilyn annosnopeudet havaittiin mittauspisteissä, jotka sijaitsivat lähellä TT-laitteen isosentriä, kuten mittauspisteissä: 1, 6, 21 ja 26. Kuvassa 11 on havainnollistettu mitattujen annosnopeuksien mediaanit säteilyn sirontakartaksi TT-laitteen eteen.



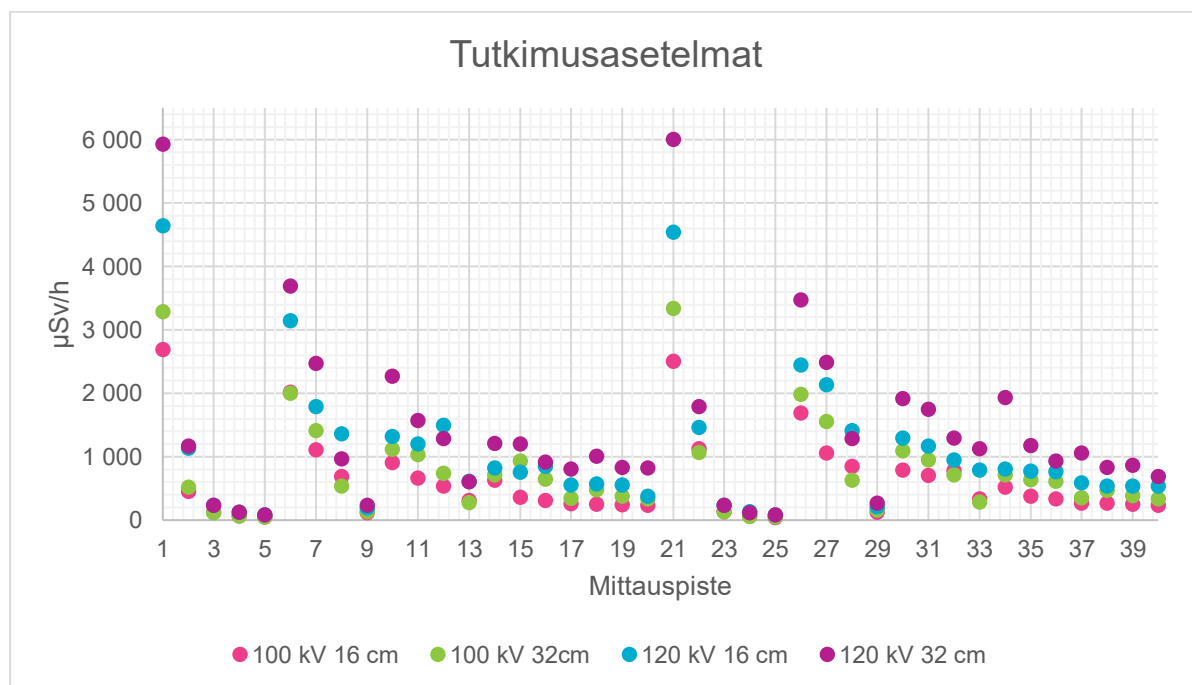
Kuva 11. Säteilyn sirontakartta tutkimusasetelmassa 120 kV 32 cm.

Kuvasta 11 käy ilmi, että säteilyn sironnasta johtuvat annosnopeudet ovat suurimmillaan aivan gantryn aukon edessä, ja sironta ei jakaudu tasaisesti mittauspisteiden välillä. Mittauspisteiden välinen vaihtelu näkyy värikoodatuista arvoista, jossa punaisella merkityt pisteet edustavat suurempia annosnopeuksia (5000–7000  $\mu\text{Sv/h}$ ) ja vihreällä merkityt pienempiä (0–499  $\mu\text{Sv/h}$ ). Tämän tutkimusasetelman osalta annosnopeudet vaihtelevat välillä 86,4–6004,8  $\mu\text{Sv/h}$ , ja kartan havainnollistavista väreistä ovat kaikki esitetyt käytössä.

## 10 TUTKIMUSTULOSTEN TARKASTELU JA JOHTOPÄÄTÖKSET

### 10.1 Neljän tutkimusasetelman koonti

Tässä tutkimuksessa tarkasteltiin säteilyn sironnasta aiheutuvia säteilyannosnopeuksia TT-tutkimushuoneessa neljässä eri tutkimusasetelmassa, keskittyen kuvausjännitteen ja fantomin koon vaikutuksiin. Tutkimuksessa vertailtiin asetelmia, joissa yhdistettiin 16 cm:n ja 32 cm:n fantomikoot sekä 100 kV:n ja 120 kV:n kuvausjännitteet (n=800). Neljän tutkimusasetelman mittaustulokset on esitetty kuvassa 12, jossa havainnollistetaan säteilyn sironnasta johtuvia mediaani annosnopeuksia ja hajontaa kaavion avulla. Kuvissa 12, 13 ja 14 on esitetty kaaviossa pystyakselilla annosnopeus ( $\mu\text{Sv/h}$ ), ja vaaka-akselilla mittauspisteiden sijainnit (1–40) TT-tutkimushuoneessa. Selkeyden vuoksi kuvassa 12 vaaka-akselilla on merkitty otsikoilla vain joka toinen mittauspiste. Mittaustulokset osoittivat merkittävää vaihtelua havaituissa annosnopeuksissa sekä mittauspisteiden että käytettyjen tutkimusasetelmien välillä. Tulokset havainnollistavat säteilyn sirontaprofiilin muutoksia TT-tutkimushuoneessa, jotka johtuvat fantomin koosta ja käytetystä kuvausjännitteestä. Tämä vaihtelu korostaakin säteilyn sironnasta riippuvuutta tutkituista olosuhteista ja mittauspisteiden sijainneista (kuva 12).



Kuva 12. Neljän tutkimusasetelman säteilyannosnopeudet.

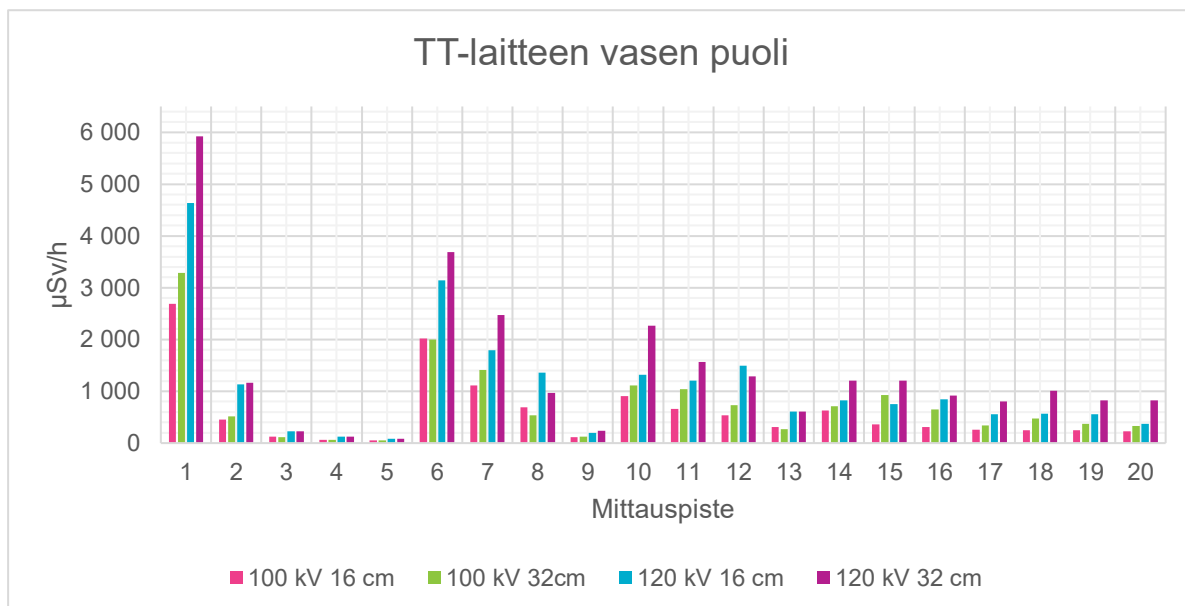
Kuvasta 12 käy ilmi, että 120 kV:n kuvausjännite tuotti odotetusti korkeampia säteilyn sironnasta aiheutuvia annosnopeuksia verrattuna 100 kV:iin. Esimerkiksi mittauspisteessä 1 annosnopeus kasvoi huomattavasti kuvausjännitteen noustessa 100 kV:sta 120 kV:iin käytettäessä 16 cm:n fantomia. Johtuen suuremman säteilyenergian lisääntyvistä vuorovaikutusmenetelmistä kohteessa (Nieminen 2017a). Tämä havainto sironnasta määrän lisääntymisestä tutkimushuoneessa suurempia kuvausjännitteitä käyttäessä, on myös tunnettu aikaisemmin tehdyistä tutkimuksista. Kuten esimerkiksi Arao ym. (2023) huomasivat tutkiessaan säteilyn sironnasta vaikutusta annosnopeuksiin tutkimushuo-

neessa, että pienemmällä kuvausjännitteellä siroavasta säteilystä johtuva annosnopeus laski huomattavasti. Samoin suuremman 32 cm:n fantomin käyttö tässä tutkimuksessa aiheutti korkeampia annosnopeuksia kuin pienemmän 16 cm:n fantomin käyttö. Havainto selittyi tiheämmän kudospateriaalin vaikutuksesta säteilyn vaimennukseen, ja sitä myötä lisääntyviin vuorovaikutusilmiöihin, kuten säteilyn sirontaan (Nieminen 2017a). Poikkeuksena tähän oli Viola ym. (2014) antropomorfisilla fantomeilla tehty mittaustutkimus, jossa vastaava havainto oli päinvastainen pienemmillä potilailla, joilla sironnan katsottiin kaksinkertaistuvan verrattuna suuriin potilaisiin käytettäessä samoja kuvausparametreja molemmilla potilasryhmillä. Erona Viola ym. (2014) tutkimuksen ja tämän tutkimuksen osalta olivat mittauksissa käytetyt fantomityypit (antropomorfinen vs. CTDI-fantomi) ja säteilyn sironnan mittausetäisyys (5 cm vs. vaihteleva etäisyys), jotka voivat selittää havaintojen eroavaisuudet.

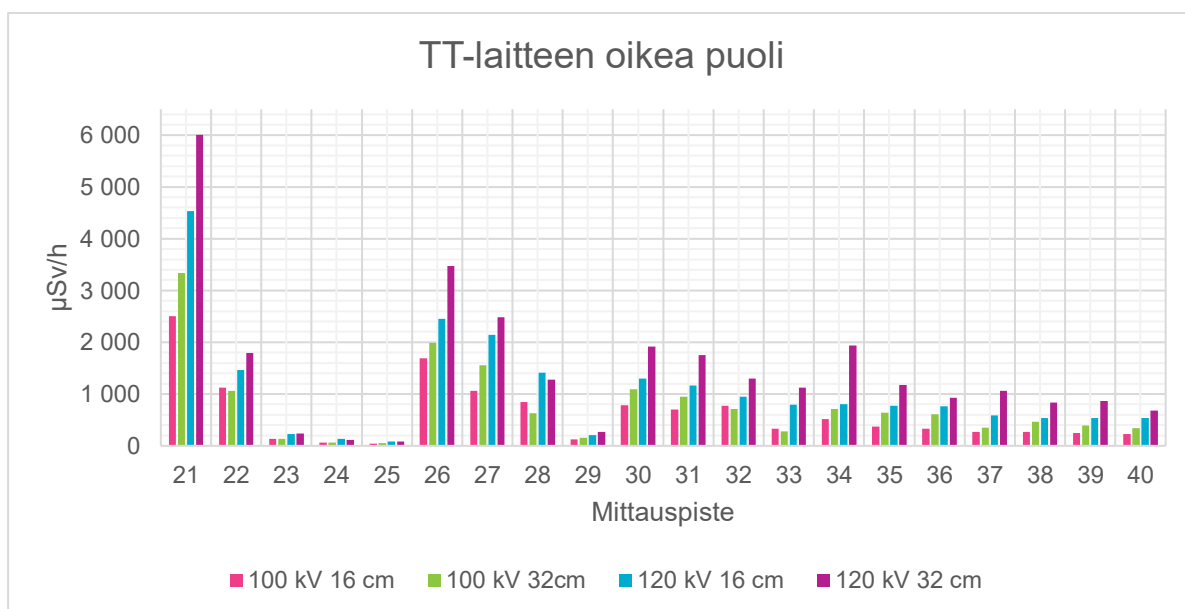
Neljän tutkimusasetelman osalta suurimmat annosnopeudet mitattiin TT-laitteen gantryn aukon välitörmässä läheisyydessä, mittauspisteissä 1 ja 21. Tämä havainto tuloksista on täysin realistinen, sillä säteilyn tiedetään heikkenevän merkittävästi etäisyyden kasvaessa säteilylähteestä, noudattaen etäisyyden neliölakia. Kun etäisyys kaksinkertaistetaan säteilylähteeseen nähden, säteilyaltistus vähenee neljäsosaan alkuperäisestä, ja kolminkertainen etäisyys pienentää altistuksen yhdeksäsoasaan. (STUK 2018, 21.) Vastaavasti tutkimuksen tuloksissa tämä etäisyyden vaikutus havaittuihin annosnopeuksiin oli nähtävillä erityisesti kauempana säteilylähteestä sijaitsevissa mittauspisteissä 20 ja 40. Esimerkiksi vertaamalla TT-laitteen potilaspöydän vieressä olevia mittauspisteitä 1 ja 20, joiden etäisyydet isosentristä olivat 113,6 cm (mittauspiste 1) ja 333,2 cm (mittauspiste 20), olivat havaitut annosnopeudet etäämmällä sijaitsevassa mittauspisteessä vain murto-osa lähempänä olevan mittauspisteiden 1 arvoista. Esimerkkinä tutkimusasetelmassa 120 kV:n ja 16 cm:n fantomikoolla mittauspisteiden 1 annosnopeus oli 4636,8  $\mu\text{Sv/h}$  ja mittauspisteiden 20 vastaava arvo oli 374,4  $\mu\text{Sv/h}$ , jolloin annosnopeus oli etäämmällä sijaitsevassa mittauspisteessä jopa 12,4-kertaisesti pienempi.

Etäisyyden lisäksi tutkimuksessa havaittuihin annosnopeuksiin vaikuttivat mittauspisteiden kulma ( $^{\circ}$ ) säteilylähteeseen nähden. Käytännössä tarkoittaen erityisesti TT-laitteen gantryn rakenteellisia ominaisuuksia vaimentaa säteilyä, kun mittauspiste sijaitsee laitteen sivuilla. Tällaisia säteilyä vaimentavia materiaaleja on esimerkiksi laitteiston kollimaattoreissa, jotka pystyvät absorboimaan röntgenspektristä matalan energian fotonit (Hermena & Young 2023). Nämä tekijät selittivät poikkeuksellisen matalat annosnopeudet mittauspisteissä, jotka sijaittivat laitteen sivuilla, kuten pisteissä: 3, 4, 5, 9, 23, 24, 25 ja 29. Esimerkiksi mittauspisteessä 5 havaittiin neljän tutkimusasetelman osalta annosnopeuksien vaihteluväliksi vain 46,8–90  $\mu\text{Sv/h}$ , mikä on erittäin matala annostaso verrattuna muihin mittauspisteisiin. Vertailun vuoksi mittauspisteessä 1 rekisteröidyt annosnopeudet neljän tutkimusasetelman osalta vaihtelivat huomattavasti korkeammalla tasolla, vaihteluvälin ollessa 2617,2–5943,6  $\mu\text{Sv/h}$ .

Kuvissa 13 ja 14 esitetyt mittaustulokset korostavat säteilyn sironnan alueellisia vaihteluita ja eroja eri tutkimusasetelmien välillä, jakamalla mittauspisteet TT-laitteen vasemmalle (pisteet 1–20) ja oikealle puolelle (pisteet 21–40) tulosten havainnollistettavuuden vuoksi. Tulokset osoittavat selkeästi, kuinka kuvausjännite, fantomin koko ja mittauspisteiden sijainti vaikuttavat säteilyn sirontaan sekä havaittuihin annosnopeuksiin TT-laitteen ympäristössä.



Kuva 13. Eri kuvausjännitteiden ja fantomikokojen tuottamat säteilyannosnopeudet mittauspisteissä 1–20.



Kuva 14. Eri kuvausjännitteiden ja fantomikokojen tuottamat säteilyannosnopeudet mittauspisteissä 21–40.

Vertailemalla TT-laitteen vasenta puolta (mittauspisteet 1–20) ja oikeaa puolta (mittauspisteet 21–40) ei havaittu merkittäviä systemaattisia eroja säteilyn sironnasta aiheutuviissa annosnopeuksissa. Mittaustulokset olivat pääosin peilikuvamaisia, lukuun ottamatta pieniä poikkeamia, jotka voivat johtua esimerkiksi huoneen geometriasta, kiintokalusteista tai säteilymittarin tarkasta asemoinnista (kuva 13 ja 14). Grafiikan perusteella sekä kuvausjännitteen että fantomin koon havaittiin vaikuttavan merkittävästi sironneen säteilyn annosnopeuksiin, erityisesti niissä mittauspisteissä, jotka sijaittivat TT-laitteen gantryn aukon läheisyydessä. Seuraavissa osioissa esitetään tutkimuksen analyysin osalta käytettyjä menetelmiä ja muuttujien vertailua.

### 10.1.1 Tilastollinen analyysi

Mittaustuloksia analysoitiin lisäksi käyttäen tilastollisia menetelmiä, tarkemmin varianssianalyysia (ANOVA) analysoimaan neljän tutkimusasetelman kokonaisuutta. Tavoitteena oli selvittää, vaikuttavatko kuvausjännite ja fantomikoko merkittävästi säteilyn sironnasta aiheutuviin annosnopeuksiin. Tutkimuksessa käytettiin kaksisuuntaista varianssianalyysia, koska ei ollut varmaa, kumpi tekijä vaikuttaa säteilyn määrään enemmän: fantomikoko vai kuvausjännite. Koska selvitettäviä tekijöitä oli kaksi, käytetään siitä nimeä kaksisuuntainen varianssianalyysi (Nummenmaa 2004, 201). Varianssianalyysissa huomioitiin kaikki tutkimuksen varsinaiset mittaustulokset ( $n=800$ ), vaikka aiemmissa tulosten esitystavoissa käytettiin prosenttipisteitä (mediaani, 25. ja 75. prosenttipisteet) kuvaamaan tuloksia. Varianssianalyysi edellyttää kaikkien havaintojen huomioimista, jotta tilastollinen analyysi olisi mahdollisimman tehokas ja ryhmien välisten erojen havaitseminen tarkkaa. Tämä lähestymistapa maksimoi analyysin tilastollisen voiman ja mahdollistaa tutkimusasetelmien, kuten kuvausjännitteen ja fantomikoon, vaikutusten luotettavan arvioinnin säteilyannosnopeuden vaihteluihin. Prosenttipisteiden raportointi taas auttaa kuvaamaan aineiston jakauman ominaisuuksia, mutta varianssianalyysi tarjoaa syvällisempää tietoa muuttujien välisistä yhteyksistä ja vaikutuksista. (Heikkilä 2014, 84–85; Tietoarkisto n.d.c.) Varianssianalyysissa ei huomioitu aineiston rakenteen vuoksi etäisyyksien eli mittauspisteiden vaikutusta siroavaan säteilyyn tutkimusasetelmien osalta.

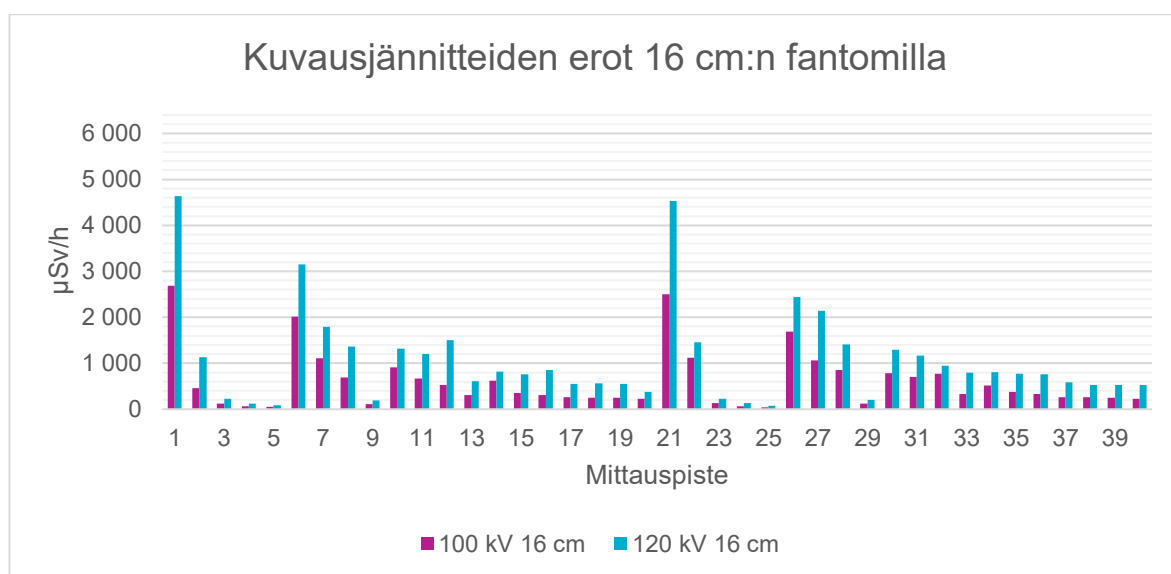
Toteutetun tilastollisen analyysin osalta tulokset osoittivat tilastollisesti merkitseviä eroja asetelmien välillä ( $p < 0.001$ ), mikä korostaa sekä kuvausjännitteen että fantomikoon merkitystä säteilyannosnopeuden vaihtelussa. Tilastollisessa analyysissä ANOVA-mallin sisäinen vaihtelevuus ilmaistiin F-arvolla 41.936, ja p-arvo oli alle 0.001. Tämä osoittaa, että malli selittää tilastollisesti merkitsevän osan säteilyannosnopeuden vaihtelusta.

Regressioanalyysin  $R^2$  -arvo (0.095) kertoo, että noin 9.5 % säteilyannosnopeuden vaihtelusta voitiin selittää mallin avulla. Kuvausjännitteen vaikutus oli merkitsevä ( $F = 72.734$ ,  $p < 0.001$ ), ja sen vaikutuksen voimakkuus oli kohtuullinen. Fantomikoolla oli myös tilastollisesti merkitsevä vaikutus ( $F = 11.138$ ,  $p < 0.001$ ), mutta vaikutus oli huomattavasti vähäisempi kuin kuvausjännitteen vaikutus, mikä käy ilmi sen pienemmästä vaikutuksen voimakkuudesta.

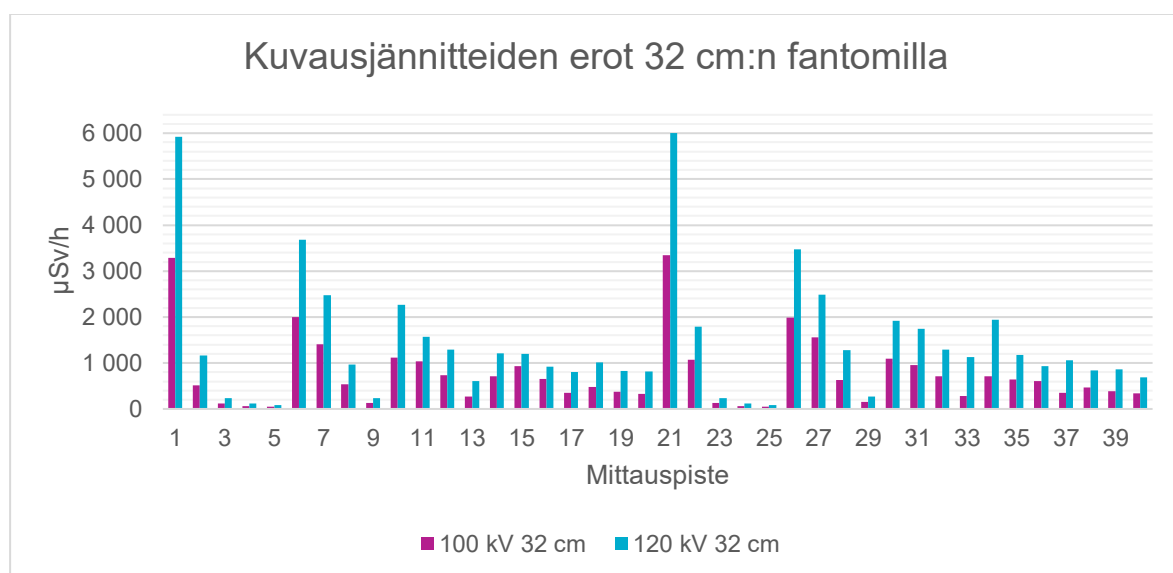
Varianssianalyysin pohjalta voidaan todeta, että erityisesti kuvausjännitteen vaikutus oli huomattava. 120 kV:n käyttö johti selvästi korkeampiin annosnopeuksiin verrattuna 100 kV:iin, mikä osoittaa kuvausjännitteen keskeisen roolin säteilyn sironnassa. Tämä annosnopeuden kasvu suuremmilla kuvausjännitteillä on selkeästi havaittavissa myös edellä esitetyistä kaavioista (kuva 13 ja 14). Fantomikoon kasvattaminen vaikutti myös annosnopeuksiin, mutta sen merkitys oli pienempi verrattuna kuvausjännitteeseen.

## 10.1.2 Kuvausjännitteen 100 kV:n ja 120 kV:n vaikutuksen vertailu

Tutkimuksessa analysoitiin ja vertailtiin säteilyn sironnasta aiheutuvaa säteilyannosnopeutta 100 kV:n ja 120 kV:n kuvausjännitteillä käyttäen 16 cm:n ja 32 cm:n fantomia (kuva 15 ja 16). Kuvassa 15 on esitetty fantomikoon 16 cm:n säteilyn annosnopeudet ja kuvassa 16 fantomikoon 32 cm:n annosnopeudet mittauspisteittäin. Mittaustulosten vertailu osoitti selkeitä eroja annosnopeuksissa eri kuvausjännitteiden ja fantomeiden välillä. Esitetyissä kaavioissa pystyakselilla on säteilyn sironnasta johtuva annosnopeus ( $\mu\text{Sv/h}$ ), ja vaaka-akselilla mittauspisteen sijainti (1–40). Kaavion selkeyden parantamiseksi vaaka-akselilla on otsikoitu vain joka toinen mittauspiste.



Kuva 15. Säteilyannosnopeudet 100 kV:n ja 120 kV:n kuvausjännitteellä käytettäessä 16 cm:n fantomia.



Kuva 16. Säteilyannosnopeudet 100 kV:n ja 120 kV:n kuvausjännitteellä käytettäessä 32 cm:n fantomia.

Kuvista 15 ja 16 käy selvästi ilmi, että 120 kV:n kuvausjännitteellä mitatut säteilyn sironnasta johtuvat annosnopeudet olivat systemaattisesti suurempia kaikissa mittauspisteissä verrattuna käytettäessä kuvausjännitteenä 100 kV. Kuvausjännitteen nostaminen vaikuttikin merkittävästi havaittuihin säteilyannosnopeuksiin. Esimerkiksi 16 cm:n fantomilla mittauspisteessä 1 annosnopeus nousi 2692,8  $\mu\text{Sv/h}$ :sta (100 kV) 4636,8  $\mu\text{Sv/h}$ :iin (120 kV), mikä tarkoitti noin 1,7-kertaista annostason nousua. Vastaava annostason nousu havaittiin myös etäisemmillä mittauspisteillä, kuten pisteessä 25, jossa annosnopeus oli 43,2  $\mu\text{Sv/h}$  (100 kV) ja 79,2  $\mu\text{Sv/h}$  (120 kV), mikä merkitsi noin 1,8-kertaista kasvua.

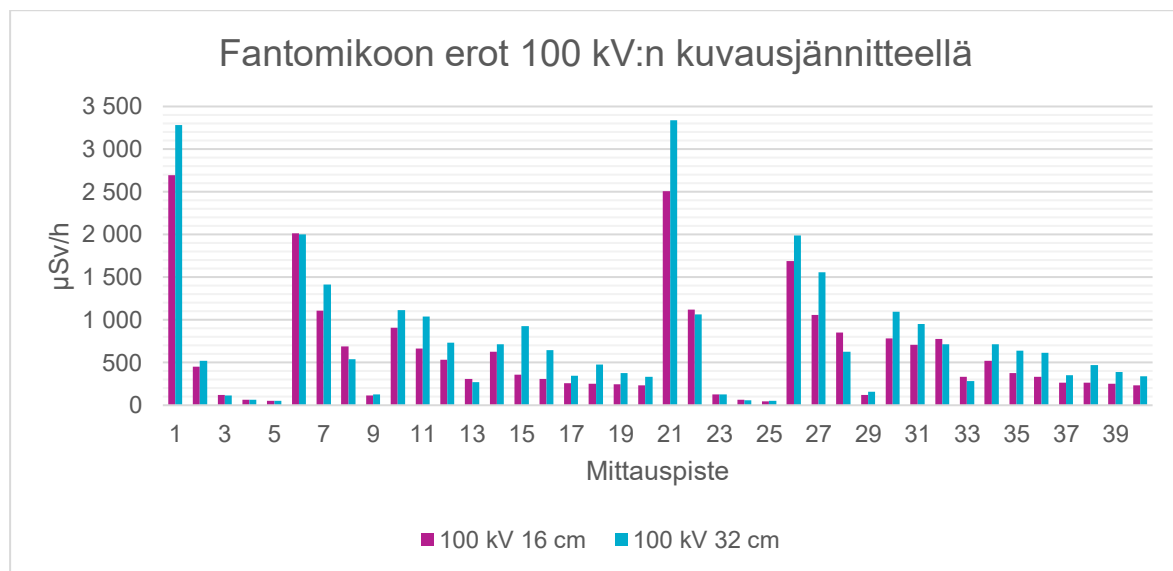
Käytettäessä suurempaa 32 cm:n fantomia havaittiin samankaltaisia vaikutuksia (kuva 16) kuvausjännitteen kasvattamisesta annosnopeuden kasvuun. Mittauspisteessä 21, jossa annosnopeus oli korkeimmillaan, mitattiin arvoksi 3340,8  $\mu\text{Sv/h}$  (100 kV) ja nousi 6004,8  $\mu\text{Sv/h}$ :iin (120 kV). Tämä vastasi noin 1,8-kertaista kasvua havaitussa annosnopeudessa. Myös etäisemmillä pisteillä erot olivat huomattavia, kuten mittauspisteessä 20, jossa annosnopeus kasvoi 331,2  $\mu\text{Sv/h}$ :sta (100 kV) 820,8  $\mu\text{Sv/h}$ :iin (120 kV), mikä merkitsi noin 2,5-kertaista kasvua havaitussa annosnopeudessa. Sen sijaan käytettäessä pienempää 16 cm:n fantomia annostason kasvu ei ollut yhtä merkittävä eri kuvausjännitteiden osalta.

Havainto on realistinen ja sopii hyvin aiempaan teoriaan, sillä säteilyn fysikaaliset ominaisuudet tukevat tätä ilmiötä. Kun kuvausjännitettä nostetaan 100 kV:sta 120 kV:iin, tuotetun säteilyn energiamäärä kasvaa, koska koko tuotetun säteilyn spektri levenee kohti korkeaa energiaa. Muuttuneen säteilyspektrin myötä myös säteilyn vuorovaikutus fantomin kanssa muuttuu, ja aiheuttaa enemmän sirontaa. Säteilyenergia vaikuttaa suoraan siihen, kuinka syvälle säteily pääsee kudoksiin ja kuinka paljon se vuorovaikuttaa niiden kanssa. Suurempi fantomi tuottaa myös voimakkaampaa säteilyn sirontaa korkeammalla kuvausjännitteellä, ja säteily leviää myös etäämmille mittauspisteille. Ilmiö selittyy säteilyn vuorovaikutusmekanismeilla materiaalissa. (Lammentausta 2017; Nieminen 2017a.)

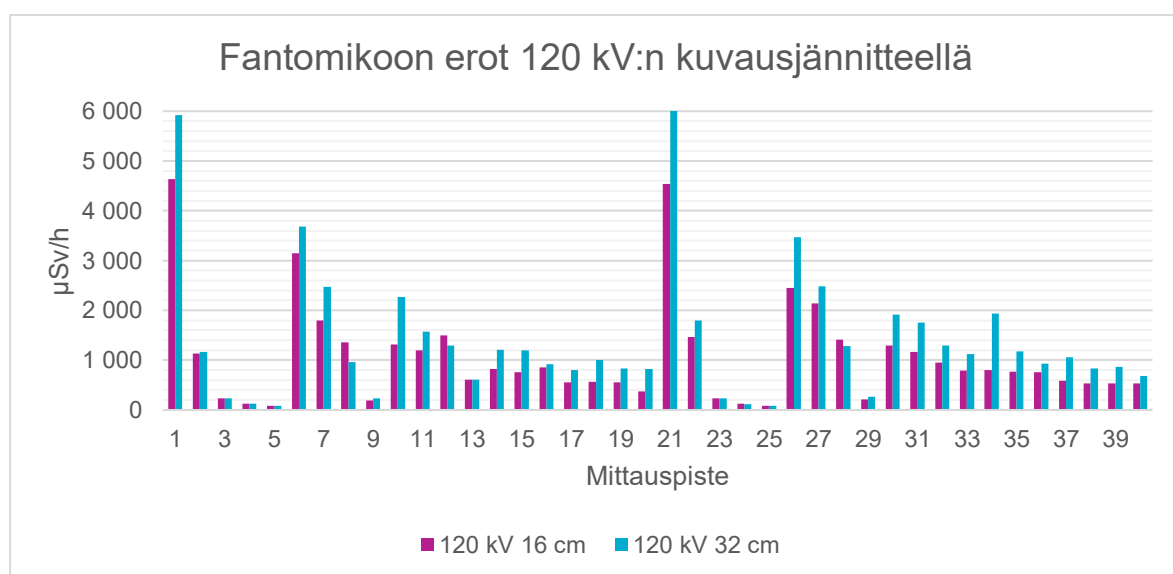
Kuten kuvista 15 ja 16 on visuaalisesti havaittavissa, kuvausjännitteen kasvattaminen 100 kV:sta 120 kV:iin kasvattaa havaittua annostasoa huomattavasti. Tämä vaikutus on suhteessa suurempi kuin fantomikoon kasvattaminen 16 cm:sta 32 cm:iin. Havainto puoltaa myös aiemmin varianssianalyysistä johdettujen tulosten oikeellisuutta. Lisäksi 32 cm:n fantomi tuotti huomattavasti suurempia annosnopeuksia kuin 16 cm:n fantomi. Esimerkiksi 16 cm:n fantomilla suurin mitattu arvo oli 4636,8  $\mu\text{Sv/h}$ , kun taas 32 cm:n fantomilla vastaava luku oli 6004,8  $\mu\text{Sv/h}$ . Nämä havainnot korostavat sekä kuvausjännitteen että fantomikoon merkitystä säteilyn sironnasta johtuvien annosnopeuksien vaihtelussa.

## 10.1.3 Fantomikoon 16 cm:n ja 32 cm:n vaikutuksen vertailu

Tutkimuksessa tarkasteltiin myös fantomikoon vaikutusta säteilyn sironnasta aiheutuvaan säteilyannosnopeuteen. Tavoitteena oli selvittää, onko fantomin koolla merkitystä syntyvän säteilyn sironnasta aiheutuvan säteilyannosnopeuteen. Tätä varten vertailtiin 16 cm:n ja 32 cm:n fantomeita (kuvat 17 ja 18) käyttäen 100 kV:n sekä 120 kV:n kuvausjännitteitä. Esitetyissä kaavioissa pystyakselilla on säteilyn sironnasta johtuva annosnopeus ( $\mu\text{Sv/h}$ ), ja vaaka-akselilla mittauspisteen sijainti (1–40). Kaavion selkeyden parantamiseksi vaaka-akselilla on otsikoitu vain joka toinen mittauspiste.



Kuva 17. Säteilyannosnopeudet 100 kV:n kuvausjännitteellä 16 cm:n ja 32 cm:n fantomilla.



Kuva 18. Säteilyannosnopeudet 120 kV:n kuvausjännitteellä 16 cm:n ja 32 cm:n fantomilla.

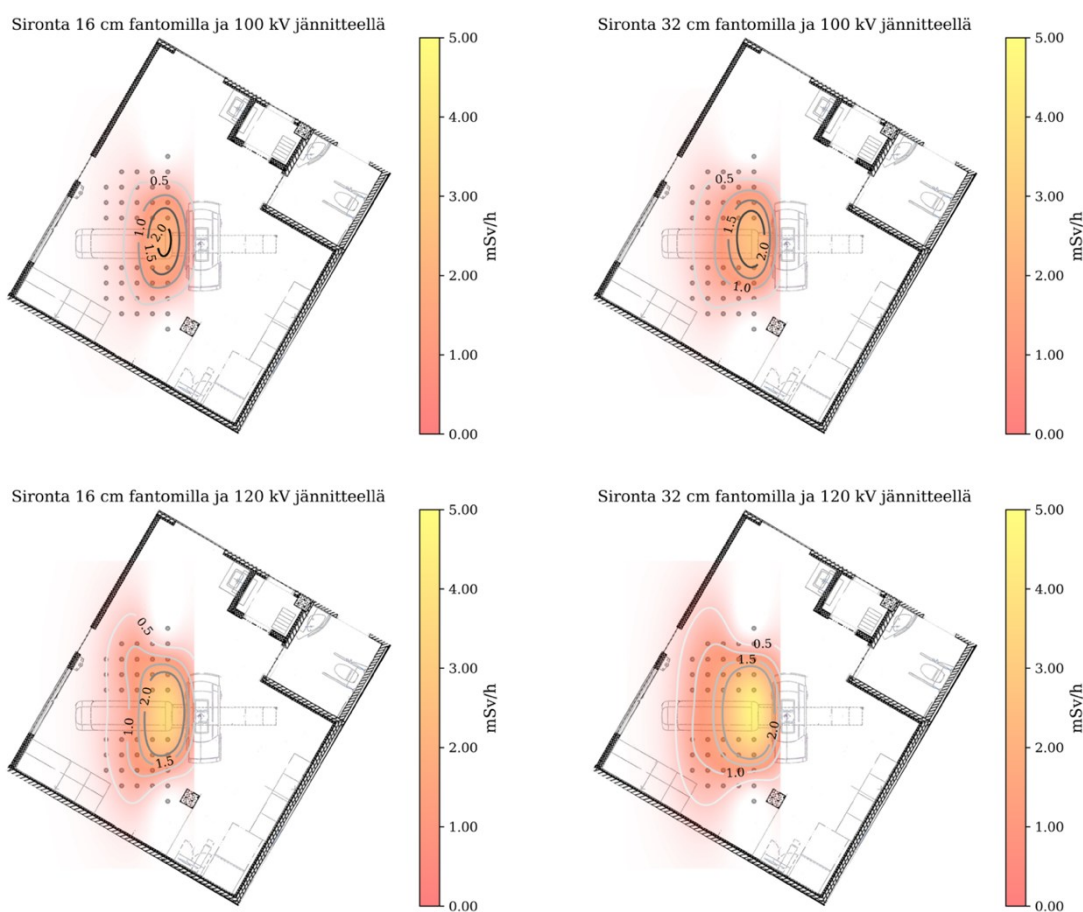
Tulosten tarkastelussa havaittiin, että sekä 100 kV:n että 120 kV:n kuvausjännitteillä suurempi 32 cm:n fantomi tuotti johdonmukaisesti korkeampia säteilyn sironnasta aiheutuvia annosnopeuksia

kuin pienempi 16 cm:n fantomi. Käytettäessä 100 kV:n kuvausjännitettä mediaanien keskiarvo mitauspisteiden 1–40 osalta oli 610,9  $\mu\text{Sv/h}$  pienemmällä 16 cm:n fantomilla ja käytettäessä suurempaa 32 cm:n fantomikokoa vastaava luku oli 765,4  $\mu\text{Sv/h}$ , mikä merkitsi noin 1,25-kertaista annostason kasvua. Vastaavasti 120 kV:n kuvausjännitettä käytettäessä mediaanien keskiarvo nousi 16 cm:n fantomin 1079,8  $\mu\text{Sv/h}$ :sta suuremman 32 cm:n fantomin 1417,9  $\mu\text{Sv/h}$ :iin, vastaten noin 1,31-kertaista annostason kasvua käytettäessä suurempaa fantomia. Esimerkiksi mittauspisteessä 1, 100 kV:n kuvausjännitteellä 16 cm:n fantomi tuotti annosnopeuden 2692,8  $\mu\text{Sv/h}$ , kun taas 32 cm:n fantomilla arvo nousi 3283,2  $\mu\text{Sv/h}$ :iin, mikä merkitsee noin 1,2-kertaista kasvua havaitussa annosnopeudessa. Havainnot vahvistavat, että suurempi fantomi lisää säteilyn sirontaa, mikä näkyy annosnopeuden kasvuna molemmilla käytetyillä kuvausjännitteillä (100 kV ja 120 kV). Tämä johtuu fantomin suuremmasta materiaalista eli kudossmassasta, joka mahdollistaa enemmän säteilyn vuorovaikutusmekanismeja kohteessa (Nieminen 2017a). Suuremman fantomin vaikutus havaittuun annosnopeuteen on erityisen merkittävä lähellä TT-laitteen gantrya ja potilaspöytää sijaitsevista mittauspisteistä.

Kuten kuvista 17 ja 18 on visuaalisesti havaittavissa, fantomikoon kasvattaminen 16 cm:sta 32 cm:in kasvattaa havaittua annostasoa hieman, mutta vaikutus on suhteessa pienempi kuin kuvausjännitteen kasvattaminen 100 kV:sta 120 kV:iin. Tämä visuaalinen havainto puoltaa myös aiemmin varianssianalyysistä johdettuja tuloksia.

#### 10.1.4 Tulokset sairaalafysiikan kehittämässä tekoälyohjelmassa

Yhtenä tutkimuksen tavoitteena oli myös tarkastella, miten sairaalafysiikan kehittämää koneoppimismalliin perustuvaa ohjelmistoa voitaisiin hyödyntää säteilymittauksissa. Ohjelmisto oli tutkimuksen teon aikana julkaisematon ja siten myös vertaisarvioimaton menetelmä. Menetelmä silti perustuu vertaisarvioituun ja hyvin laajasti käytettyyn koneoppimismenetelmään nimeltä Gaussiset prosessit, joita on käytetty esimerkiksi laskennallisessa neurotieteessä (Sairanen & Andersson 2024). Tässä tutkimuksessa kerätyt mittaustulokset toimivat ohjelmiston kehittämisen tukena, erityisesti algoritmin opetusdatana. Ennen tämän tutkimuksen tuottamista mittaustuloksista ohjelmiston tuottamat tulosteet olivat puutteellisia eivätkä kuvastaneet säteilyn käyttäytymistä riittävän tarkasti. Kun mittaustulokset lisättiin ohjelman opetusdataan, sen tuottamat ennusteet paranivat huomattavasti. Jatkossa tässä työssä kerättyä aineistoa voidaan hyödyntää arvioimaan, kuinka monta mittauspistettä vähintään tarvitaan algoritmin kouluttamista varten, joka mahdollistaa menetelmän käytön useammassa kuvantamistiloissa (Sairanen 2024). Kuvassa 19 on esitetty ohjelmiston tuottamat ennustekartat säteilyn sironnasta TT-tutkimushuoneessa neljän tutkimusasetelman osalta.



Kuva 19. Ohjelmiston luomat ennusteet säteilyannosnopeuksista tutkimushuoneessa neljän tutkimusasetelman osalta (Sairanen 2025, CC BY-NC).

Näiden karttojen perusteella voidaan havaita, että ohjelmiston tuottamien sirontaprofiilien tarkkuus oli parhaimmillaan lähellä TT-laitteen isosentriä, mutta epävarmuustekijät kasvoivat etäisyyden li-

sääntyessä (Sairanen 2024). Havainto korostaakin mittausdatan laaja-alaisuuden merkitystä koneoppimisalgoritmien kehittämisessä. Vaikka algoritmi pystyi hyödyntämään kerättyä aineistoa tehokkaasti, se on herkkä mittauspisteiden maantieteelliselle kattavuudelle. Joka viittaa siihen, että tulevaisissa tutkimuksissa voisi olla hyödyllistä laajentaa mittauspisteitä tutkimushuoneen eri osiin ja lisätä mittausdatan määrää. Esimerkiksi huomioimalla TT-laitteen takaosa mittausdatan keräämiselle.

Koneoppimisen hyödyntäminen säteilymittauksissa avaa uusia mahdollisuuksia säteilysuojelun kehittämiseen. Ohjelmisto voisi esimerkiksi tarjota reaaliaikaisia sirontaprofiileja, joiden avulla terveydenhuollon ammattilaiset voisivat paremmin arvioida altistumisriskejä ja optimoida työskentelytapojaan. Ohjelmiston luotettavuuden parantaminen edellyttää kuitenkin jatkuvaa mittausdatan keruuta ja algoritmien päivittämistä, jotta ne vastaavat mahdollisimman hyvin todellisia olosuhteita. (Sairanen 2024.)

Lisäksi tässä tutkimuksessa havaittu ohjelmiston epävarmuuden kasvu etäisyyden myötä voi herättää kysymyksiä siitä, miten mittauspisteiden sijainnit ja määrä vaikuttavat koneoppimismallin luotettavuuteen. Tämä asettaa haasteita algoritmin kehitystyölle, mutta tarjoaa samalla myös mahdollisuuksia jatkotutkimukselle aiheeseen liittyen. Esimerkiksi voisi tarkemmin selvittää, miten laajempi ja monipuolisempi data parantaisi ennusteiden tarkkuutta myös etäämmällä TT-laitteesta. Näiden näkökulmien pohjalta koneoppimismallien hyödyntäminen säteilymittauksissa on lupaava, mutta kehittyvä alue, jonka potentiaali säteilysuojelun ja -turvallisuuden parantamisessa on merkittävä. Tekoälyn rooli säteilyturvallisuuden edistäjänä tulevaisuudessa voikin olla valtava ja etenkin kehitteillä olevien ohjelmistojen myötä alalla otetaan suuria harppauksia eteenpäin, kuten esimerkiksi tämä Sairasen ohjelmisto on ottanut tämän tutkimuksen myötä.

## 10.2 Johtopäätökset tutkimuksen tuloksista

Tämän tutkimuksen mittaustulokset neljässä eri tutkimusasetelmassa vastasivat asetettuihin tutkimuskysymyksiin, joiden tavoitteena oli määrittää säteilyn sironnasta johtuvat annosnopeudet TT-tutkimushuoneessa. Tulokset olivat soveltuvin osin linjassa aiemman teorian kanssa, jossa säteilymittauksissa hyödynnettiin antropomorfinia eli ihmisen anatomiaa jäljitteleviä fantomeita. Tässä tutkimuksessa käytettiin standardisoituja CTDI-fantomeita, joita käytetään yleisesti säteilydosimetriassa. Huomioitavaa näiden tulosten osalta on, että antropomorfinia ja CTDI-fantomeilla on eroavaisuuksia. Esimerkiksi fantomien käytetyissä materiaaleissa, säteilyn vaimennusominaisuuksissa ja käyttötarkoituksissa (Wegner, Gargioni & Krause 2023, 1142–1143).

Antropomorfiset fantomit jäljittelevät paremmin realistisia potilasolosuhteita säteilyn vaimennuksen ja sironnin suhteen. CTDI-fantomit taas ovat homogeenisia ja mahdollistavat standardoidut mittaukset ja tulosten vertailtavuuden eri tutkimusten välillä (Wegner ym. 2023, 1142–1143.) Marttila (2002, 83) korostaa, että realistista työolosuhteita kuvaavaa säteilyaltistusta tulisikin mitata ihmiskehoa jäljittelevän fantomin avulla. Tässä tutkimuksessa päädyttiin käyttämään CTDI-fantomeita, koska niiden homogeenisuuden ansiosta tulokset ovat vertailukelpoisempia. Lisäksi CTDI-fantomit absorboivat vähemmän säteilyä standardisoidun sylinterimäisen ja lyhyemmän rakenteensa vuoksi kuin antropomorfiset fantomit, ja siten tekee niistä sopivia maksimaalisten sironnan säteilyn tuottamien säteilyannosten arviointiin tutkimushuoneessa. Fantomien käytön vuoksi näitä tutkimuksen tuloksia ei kuitenkaan suoraan voida yleistää vastaamaan realistista tutkimusolosuhdetta TT-tutkimushuoneessa, mutta se antaa tarkkaa tietoa säteilyn sironnin jakautumisesta ja sirontaan vaikuttavista tekijöistä tutkimushuoneessa.

Tutkimuksen tulosten perusteella sekä kuvausjännitteen valinta että potilaan kokoon liittyvät tekijät ovat keskeisiä säteilyannosnopeuden hallinnassa. Tässä tutkimuksessa laskettiin sironnan säteilyn annosnopeudet kaikkien mittauspisteiden mediaanien keskiarvoista ja esimerkiksi kuvausjännitteen nostaminen 100 kV:sta 120 kV:iin lisäsi sironnan säteilyn annosnopeutta keskimäärin 77–85 %. Kun vastaavasti fantomin koon kasvattaminen 16 cm:stä 32 cm:iin johti sirontamäärien kasvuun noin 25–35 %. Kuvausjännitteen (120 kV vs. 100 kV) ja fantomin koon (32 cm vs. 16 cm) yhteisvaikutukset osoittivat, että suurempi fantomi ja korkeampi jännite lisäävät merkittävästi säteilyvuorovaikutusta ja siten myös sirontaa tutkimushuoneessa. Korkeampi kuvausjännite tuottaa suurempienergistä säteilyä, joka läpäisee kudoksen helpommin ja aiheuttaa enemmän sirontaa, kun suurempi fantomi taas vuorovaikuttaa säteilyn kanssa enemmän johtuen suuremmasta massastaan sekä tiheydestään (Nieminen 2017a). Johtaen korkeampiin säteilyannosnopeuksiin erityisesti TT-laitteen gantryn aukon läheisyydessä.

Tutkimuksessa pienemmällä fantomilla (16 cm) ja matalammalla kuvausjännitteellä (100 kV) saavutettiin huomattavasti matalampia säteilyn sirontamääriä verrattuna suurempaan fantomiin (32 cm) ja korkeampaan (120 kV) kuvausjännitteeseen, mikä tukee pienemmän säteilyannoksen hyötyjä säteily- ja työturvallisuuden kannalta. Tämä havainto osoittaa, että säteilyn vuorovaikutusmekanismit kohteeseen ovat vähäisempiä, kun käytetään pienempää potilaskokoa simuloivia fantomeja ja matalampaa kuvausjännitettä. Varianssianalyysin avulla analysoitiin kuvausjännitteen ja fantomikoon tekijävaikutusta säteilyn sirontaan, josta vaikuttavammaksi tekijäksi nousi kuvausjännite. Näiden tilastollisten kuin graafisten havaintojen perusteella voidaan todeta, että kuvausjännitteen vaikutus aiheutuneeseen säteilyn sirontaan oli suurempi kuin potilaan koosta riippuva tekijä. Pienemmän

kuvausjännitteen käyttö TT-tutkimuksissa vähentää säteilyaltistusta niin potilaalle kuin tutkimushuoneessa työskentelevälle henkilökunnalle. Mittaukset osoittivat myös, että sironnasta johtuva säteilyprofiili on epäsymmetrinen TT-tutkimushuoneessa. Sironta oli voimakkainta lähellä säteilylähdettä (mittauspisteet 1 ja 21), ja se väheni huomattavasti etäisyyden kasvaessa säteilylähteestä (mittauspisteet 25 ja 40). Etäisyyden vaikutus säteilyn vaimenemiseen on aiemmasta teoriasta tunnettu havainto (STUK 2018, 21) ja siitä syystä sitä pidetäänkin yhtenä säteilysuojelun keskeisenä pääkohdiana (EPA 2024). Havaintona se korostaakin tarvetta huomioida säteilysuojelun suunnittelua erityisesti niillä alueilla, joissa sironnasta on todettu olevan voimakkainta.

Tutkimuksen tuloksia niin kuvausjännitteen kuin potilaskoon vaikutuksista säteilyn sirontaan ja näistä johdettuja johtopäätöksiä tukee myös aiemmin julkaistut tieteelliset tutkimukset, kuten Arao ym. (2023) mittaustutkimus, jossa siroavasta säteilystä johtuva säteilyannos laski tutkimushuoneessa ~30 % kun kuvausjännite laskettiin 120 kV:sta 80 kV:iin. Kun taas Rezazadeh ym. (2014) tutkimuksessa kuvausjännitteen lasku 120 kV:sta 100 kV:iin ja 80 kV:iin aiheutti 57–73 % vähemmän säteilyaltistusta potilaalle. Lisäksi Chen ym. (2021, 2) totesivat lapsipotilaita simuloivassa fantomitutkimuksessa, että kaulan alueen TT-tutkimuksissa kuvausjännitteen vähentämisestä johtuvan jopa ~69 % annostason laskun. Potilaan koon huomioiminen kuvausparametreissa vaikutti merkittävästi säteilyn sironnasta aiheutuviin säteilyannoksiin, kuten Viola ym. (2014) tutkimuksessaan myös totesivat. Erona tämän mittaustutkimuksen osalta näihin kirjallisuudesta löytyviin tutkimuksiin olivat käytetyt fantomit säteilymittauksissa, jotka kirjallisuudessa olivat antropomorfisia ja voinevat selittää osaltaan prosentuaalisia säteilyaltistuksen eroja verrattuna tämän tutkimuksen mittauksiin. Lisäksi Arao ym. (2023) mittasivat säteilyannoksia eri korkeuksilta (50 cm, 100 cm ja 150 cm) tutkimushuoneessa, kun tämä mittaustutkimus toteutettiin 150 cm:n korkeudella lattiatasosta kaikkien mittausten osalta.

## 11 POHDINTA

### 11.1 Tutkimustyönä säteilymittaus

Tässä tutkimuksessa, jossa tarkasteltiin kuvausjännitteen ja potilaan koon vaikutuksia säteilyn sirontaan tietokonetomografiahuoneessa, tarjosi uusia näkökulmia säteilyn sirontan hallintaan ja säteilyturvallisuuden kehittämiseen. Kvantitatiivinen lähestymistapa mahdollisti säteilyaltistukseen liittyvien riskitekijöiden tarkan analyysin ja luotettavien säteilymittausten tuottamisen. Työn toteutus sisälsi monivaiheisen prosessin aina teoreettisesta perehtymisestä käytännön mittauksiin ja tulosten analyysiin sekä niiden jatkoehdyntämiseen. Säteilymittaus on keskeinen tutkimusmenetelmä säteilyn vaikutusten ja leviämisen ymmärtämiseksi, ja tässä tutkimuksessa mittaukset tuottivat arvokasta tietoa säteilyn käyttäytymisestä erilaisissa tutkimusolosuhteissa ja -asetelmissa. Mittausten avulla voitiin tarkastella, miten kuvausjännitteen ja potilaan koon muutokset vaikuttavat säteilyn sirontaan ja arvioida miten ne kohdistuvat tutkimuhuoneessa olevaan ulkopuoliseen henkilöön, kuten hoitohenkilökuntaan. Säteilyn mittaamisessa on huomioitava useita tekijöitä, kuten ympäristötekijöiden vaikutukset, käytettävien mittaustaitteiden tarkkuus ja fantomien käyttö realististen tilanteiden simuloimisessa. Mittaustulosten vaihtelu eri tutkimusolosuhteiden mukaan korosti huolellisen tutkimussuunnittelun ja tilastollisen analyysin tärkeyttä. Vaikka tutkimuksessa oli joitain rajoitteita, se tarjoaa tärkeää tietoa säteilyaltistuksen hallintaan liittyen ja luo pohjaa aiheen tulevalle tarkastelulle sekä tutkimukselle.

Työn osalta saavutettiin suunnitellussa aikataulussa myös asetetut tavoitteet ja tarkoitukset, joita olivat tuottaa mitattua tietoa säteilyn sironnasta tutkimuhuoneessa ja muodostaa näistä säteilyn sirontakarttoja. Mahdollistaen säteilyolosuhteiden yksityiskohtaisen ja vertailevan arvioinnin TT-tutkimuhuoneessa sekä edistää näiden tietojen avulla säteilyturvallisuutta. Mittaustulokset osoittivat, että kuvausjännitteen nostaminen ja potilaan koon kasvu lisäävät merkittävästi säteilyn sirontaa, erityisesti lähellä TT-laitteen gantryn aukkoa ja havainto korostaa kuvausprotokollien optimoinnin merkitystä säteilyturvallisuuden parantamiseksi. Tulokset vahvistavat aiempia tutkimuksia, joissa suuremmat potilaskoot ja korkeammat kuvausjännitteen arvot on yhdistetty suurempiin säteilyaltistustasoisiin. Erityisesti sirontaa syntyy huomattavasti enemmän, kun käytetään suurempia kuvausjännitteitä suuremmille potilaille (Nieminen 2017a; Arao ym. 2023). Tämä ilmiö on merkityksellinen sekä säteilyturvallisuuden että väestön terveyden kannalta, koska siroava säteily voi lisätä altistumista niin potilaille kuin terveydenhuollon henkilöstölle. Kuten Cardis ym. (2005) totesivat laajassa ydinvoimalassa työskentelevien henkilöiden tutkimuksessaan, pienetkin säteilyannokset voivat lisätä terveyshaittoja. Käytännössä täysin turvallista ja riskitöntä säteilyannostasoa ei ole, ja siksi on tärkeää optimoida sekä kuvausparametrit että suojatoimenpiteet säteilyturvallisuuden edistämiseksi. Mittaukset osoittivat myös, että säteilyn sironta vähenee huomattavasti tässä tutkimuksessa käytetyn kuvauslaitteen sivualueilla, mikä viittaa laitteen rakenteen tarjoamaan suojausvaikutukseen. Tämä tieto on erityisen tärkeä suunniteltaessa ja ohjatessa turvallisia työskentelyolosuhteita henkilökunnalle tai tutkimuksessa mukana olevalle kiinnipitäjälle. Tietokonetomografian laajeneva lääketieteellinen käyttö ja tutkimusmäärien kasvu sekä Suomessa että kansainvälisesti (Ruonala 2022; Bos ym. 2023; WHO 2024), korostaa tarvetta kiinnittää entistä enemmän huomiota säteilyturvallisuuteen ja kehittää edistyskellisiä toimintatapoja kuvantamisyksiköissä.

Tutkimuksena tämä tarjosi tekijälleen ainutlaatuisen tilaisuuden tutustua kokonaan uudelleenlaiseen ja laaja-alaiseen tutkimusmaailmaan ja -työhön. Kvantitatiivinen tutkimusmenetelmä, jota työssä käytettiin, edusti tekijälle täysin uutta lähestymistapaa tieteellisen tutkimuksen toteuttamiseen. Tarjoten intensiivisen oppimiskokemuksen, jossa yhdistyivät sekä teoreettisen tiedon syventäminen että käytännön taitojen kartuttaminen, niin säteilymittausten suorittamisessa kuin visuaalisen havaintomateriaalin tuottamisessa. Oppimisen kannalta tutkimus oli kokonaisuudessaan täysin uusi aluevaltaus ja tarjosi matkallaan sopivasti haasteita ja syvällistä pohdintaa. Tekijä perehtyi laajasti säteilyn fysikaalisiin ominaisuuksiin, säteilysuojelun periaatteisiin ja lääketieteellisen kuvantamisen perusteisiin, yhdistäen nämä teoreettiset tiedot mittaustutkimuksen kontekstiin. Erityisesti tutkimuksen suunnittelu, mittausten toteutus ja tulosten analysointi tarjosivat oppimispolun, jossa teorian ja käytännön yhdistäminen johti syvälliseen asiantuntijuuden kehittymiseen. Tutkimusprosessin aikana kehittyivät myös projektinhallintataidot, ongelmanratkaisukyky sekä tieteellinen ajattelutapa, jotka ovat olennaisia niin tutkimustyössä kuin ammatillisessa kehityksessä. Työ avasi lisäksi uusia näkökulmia tekijälleen syventäen ymmärrystä ionisoivan säteilyn käytöstä ja sen vaikutuksista kokonaisvaltaisesti. Tutkimuksen tilastollisen analyysin osalta aineiston rakenne asetti haasteita, mikä teki analysointiprosessista vaativan ensikertalaiselle tutkijalle. Kokonaisuudessaan työn laajan ja monipuolisen kokonaisuuden ansiosta, se vahvisti tekijän kompetenssia ja asiantuntijuutta radiografian alalla tulosten ja teorian tukemana.

Tutkimuksen linkittyessä osaltaan myös tekoälyyn, sai se pohtimaan myös tekoälyn monipuolisia ja laajoja käyttömahdollisuuksia tulevaisuuden lääketieteellisessä kuvantamisessa, erityisesti henkilöstön työn tukemisessa ja sujuvoittamisessa hektisessä sekä muuttuvassa ajassa. Tekoälyn hyödyntäminen taas osaltaan voisi edistää myös työhyvinvoinnin ja kustannustehokkuuden osa-alueita terveydenhuollon parissa. Najjarin (2023) ja Fiagbedzkin (2022) tutkimukset korostavat tekoälyn merkittäviä etuja, mutta samalla ne painottavat, että sen käyttöön liittyvät riskitekijät on tunnistettava ja hallittava. Näiden tutkimusten ja havaintojen perusteella voidaan todeta, että tekoälyllä on suuri potentiaali vastuullisesti käytettynä edistää säteilyturvallisuutta ja tehostaa kuvantamisprosessien toimintaa tulevaisuudessa. Esimerkiksi tämän tutkimuksen mittaustulosten avulla koulutettu Sairasen kehittämä tekoälypohjainen ohjelmisto, joka tarjoaa merkittävää edistystä säteilyn mittaamiseen liittyvissä tehtävissä, mikä osoittaa tekoälyn käytön hyödyt myös tällä osa-alueella.

## 11.2 Tutkimuksen eettisyys ja luotettavuus

Opinnäytetyön kaikissa vaiheissa on huolehdittu hyvän tutkimuseettisen käytännön noudattamisesta. Hyvän tutkimuseettisen käytännön noudattaminen tarkoittaa sitoutumista luotettaviin, rehellisiin, arvostaviin ja vastuullisiin menettelytapoihin, jotka eivät vahingoita tutkittavien tai tutkijan turvallisuutta ja terveyttä. (Keiski ym. 2023, 11–14.) Tutkimuksessa on noudatettu voimassa olevaa lainsäädäntöä ja varmistettu luottamuksellisuus. Lisäksi tutkimuksen kannalta oleelliset luvat on hankittu. Opinnäytetyö on kokonaisuudessaan toteutettu ammattikorkeakoulujen eettisten ohjeistusten (Arene 2019) ja hyvän tieteellisen käytännön (TENK 2024) mukaisesti. Työssä noudatettiin huolellisuuden, rehellisyyden ja tarkkuuden periaatteita, ja käytetyt tutkimusmenetelmät olivat eettisesti kestäviä. Työn julkaisuvaiheessa toteutettiin avointa ja vastuullista tiedeviestintää, ja muiden tutkijoiden työt huomioitiin asianmukaisesti eli merkitsemällä lähdeviittaukset oikein. Tutkimus on suunniteltu ja raportoitu tieteellisten vaatimusten mukaan, ja tutkijan esteellisyys on arvioitu ennen työn aloittamista. Opinnäytetyö on tarkistettu Turnit-plagiaatintunnistusjärjestelmässä. (Arene 2019; TENK

2024.) Opinnäytetyön tekijällä ei ollut sidonnaisuuksia tai esteellisyyttä tämän tutkimuksen aiheeseen liittyen, eikä saanut rahoitusta työn toteuttamiseen.

Tätä tutkimustyötä varten ei tarvittu tietosuojailmoitusta, koska tutkimus ei koskenut henkilötietoja ja tutkimuslupa haettiin ennen tutkimuksen aloittamista. Hyväksytty tutkimuslupa saatiin Kanta-Hämeen hyvinvointialueelta toukokuussa 2024. Tässä työssä ei käsitelty potilaita tai muita ihmisiä koskevia aineistoja. Samasta syystä tutkimuksen tasa-arvoisuus, inklusiivisuus ja vastaavat eettiset näkökulmat eivät olleet oleellisia tätä työtä ajatellen. Säteilymittausten toteutuksessa oli olemassa riski, että TT-tutkimushuoneeseen kulkisi sinne kuulumaton henkilö (esimerkiksi laitoshuoltaja) säteilymittausten aikana. Tätä riskiä pyrittiin minimoimaan lukitsemalla TT-tutkimushuoneeseen vievät ovet ja informoimalla henkilöstöä sekä sillä, että mittauksissa oli läsnä aina kaksi henkilöä. Ylimääräisiä säteilyaltistuksia työtä tehdessä ei tullut työn tekijälle eikä muille henkilöille.

Määrällisen tutkimuksen luotettavuus rakentuu reliabeliuden ja validiuden varaan. Reliaabelius kuvaa tutkimuksen toistettavuutta, kun taas validius kertoo tutkimuksessa käytetyn mittarin soveltuvuudesta tutkittavaan aiheeseen. Kokonaisluotettavuutta voidaan parantaa huolellisella tutkimusprosessin suunnittelulla ja toteuttamisella, esimerkiksi dokumentoimalla ratkaisut ja havainnot tutkimuspäiväkirjaan. Tutkimuksen luotettavuutta voivat heikentää systemaattiset virheet tai käytetyn mittarin epätarkkuus. Systemaattinen havainnointi auttaa varmistamaan, että tutkimuksesta saadaan luotettavaa ja uskottavaa tietoa. (Vilka 2007, 149–153.) Systemaattinen havainnointi ja kalibroidun säteilymittarin käyttö varmistivat mittaustulosten luotettavuuden sekä johdonmukaisuuden.

Tutkimuksen viitekehysten osalta työssä pyrittiin käyttämään alle 10-vuotta vanhoja ja vertaisarvioituja kansainvälisiä lähteitä. Säteilyfysiikan perusteet eivät kuitenkaan ole muuttuneet, joten niiden osalta myös vanhemman lähdekirjallisuuden käyttö on hyvin perusteltua. Käytettyjä kirjallisuuslähdeitä arvioitiin kriittisesti ja niiden soveltuvuutta työhön. Säteilymittaukset kirjattiin lomakkeelle suoraan digitaaliseen muotoon, jolloin virheen määrä pienenee aineistoa siirrettäessä tilastoanalyysi ohjelmaan. Työssä on pyritty varmistamaan tutkimuksen reliabelius ja validius tarkalla suunnittelulla ja johdonmukaisilla mittaustavoilla, kuten dokumentoimalla päätöksiä ja ratkaisuja tutkimuspäiväkirjaan sekä käyttämällä tarkoitukseen soveltuvaa kalibroituja säteilymittaria. Täsmällisten mittalaitteiden ja yhdenmukaisten mittausten menetelmien käyttö on ollut erityisen tärkeää säteilymittausten luotettavuuden takaamiseksi. Samalla on pyritty vähentämään systemaattisten virheiden mahdollisuutta, mikä oli haastavaa mittauksissa, joissa ympäristökijät tai käytettävien laitteiden herkkyys voivat aiheuttaa vaihtelua tuloksiin.

Tutkimusprosessi tämän työn osalta on pyritty kuvaamaan mahdollisimman läpinäkyvästi, joka edistää tutkimuksen luotettavuutta. Reliaabelius ja validius ovat kriittisiä etenkin säteilyturvallisuuteen liittyvässä tutkimuksessa, jossa pienetkin virheet mittauksissa voivat johtaa harhaan tulosten tulkinnaissa ja käytännön suosituksissa. Tässä työssä tutkimuksen luotettavuutta pyrittiin lisäämään suorittamalla testimittaukset ennen varsinaista aineistonhankintaa, merkitsemällä tutkimushuoneen lattiaan käytettävät mittauspisteet ja toistamalla kukin annosnopeusmittaus viidesti sekä suorittamalla uusintasäteilymittaukset neljän mittauspisteen osalta kussakin tutkimusasetelmassa. Uusintamittausten tuloksia verrattiin varsinaisiin mittaustuloksiin, laskemalla niiden todennäköisyys ja vaikutuksen kokoa kuvaava Cohen's D-arvo mittauspisteessä. Uusintamittausten osalta varsinaiset mittaustulokset pystyttiin osoittamaan kuuluvan mittausr ryhmään ja satunnaisvaihtelut olivat aineistossa suhteellisen pieniä. Näistä toimista huolimatta tutkimuksen luotettavuutta ja sen arviointia heikentää

mahdollinen mittausten epätarkkuus, koska käytössä oli vain yksi säteilymittari ja toistettavia mittauspisteitä tutkimushuoneessa oli 40 käytetyllä tutkimusasetelmalla. Sairasen (2024) mukaan koneoppimismallia hyödyntävän ohjelmiston käyttäminen osaltaan vähentää mittapisteiden epätarkkuudesta mahdollisesti aiheutuvaa virhettä. Algoritmin pohjalta voidaan laskea siroavan säteilyn tuottama annosnopeus missä tahansa pisteessä huoneessa, jolloin vertailu on sijainnin puolesta hyvin toistettava. Algoritmin pohjalta saadaan määritettyä myös annosnopeuden epätarkkuus. (Sairanen 2024.) Näiden kommenttien perusteella voidaan ajatella, että algoritmin käyttö tässä työssä voisi parantaa sen luotettavuutta. Huomioitavaa silti on, että kyseessä on vertaisarvioimaton ja julkaisematon menetelmä, mikä asettaa luotettavuuden arvioinnin haasteelliseksi.

Tekoälyn käyttöön liittyviä luotettavuuden ja eettisyyden kysymyksiä on monimutkaista arvioida, koska terveydenhuollossa on otettava huomioon useita tekijöitä. Najjarin (2023) mukaan näitä ovat muun muassa potilasturvallisuus, tietosuoja, oikeudenmukaisuus sekä mahdolliset virheet ja niihin liittyvät riskit, kuten myös vastuukysymykset. Tekoälyn koulutuksessa käytettävien aineistojen laatu ja monimuotoisuus, päätöksentekoprosessien läpinäkyvyys sekä mallien validointi ovat tärkeitä luotettavuuden varmistamiseksi. Lisäksi on varmistettava, ettei tekoäly syrji eri potilasryhmiä ja että se tukee henkilökunnan työtä ilman, että se heikentää heidän vastuullisuuttaan. (Najjar 2023.) Tekoälyn integroiminen terveydenhuoltoon edellyttääkin jatkuvaa eettistä pohdintaa, tarkkaa valvontaa ja monialaista yhteistyötä, jotta sen täysi potentiaali voidaan hyödyntää vastuullisesti ja turvallisesti. Tässä työssä käytetyn koneoppimisalgoritmin osalta ei kuitenkaan tarvitse huolehtia tietosuoja- tai potilasturvallisuuskysymyksistä, sillä ohjelmisto keskittyy säteilyn sirontan ennustamiseen tutkimushuoneessa eikä käsittele potilastietoja. Lisäksi tämän työn säteilymittauksissa ja algoritmin koulutuksessa käytettyjen CTDI-fantomien ansiosta mittaustuloksia voidaan pitää hyvinkin tasa-arvoisina ja ennako-oletuksia asettamattomina, koska CTDI-fantomi ei tee oletuksia ihmisen sukupuolesta, iästä, koosta, rodusta.

Vaikka tutkimuksen kokonaisaineisto (N=800) oli laaja, yksittäisten tutkimusasetelmien mittauspisteiden havaintomäärä (N=5) jäi suhteellisen pieneksi, mikä rajoitti mahdollisuuksia analysoida aineistoa luotettavasti mittauspisteittäin asetelmien välillä. Mahdolliset epävarmuustekijät ovat tärkeää ottaa huomioon tuloksia arvioitaessa ja yleistettäessä sekä jatkotutkimuksia suunniteltaessa.

### 11.3 Tutkimuksen hyödynnettävyys ja jatkotutkimuksen mahdollisuudet

Mittausdatan tarkastelu ja analyysi tarjosivat arvokasta tietoa säteilyn käyttäytymisestä erilaisissa olosuhteissa, joita voidaan hyödyntää säteilysuojelun ja työympäristön turvallisuuden edistämiseksi kuvantamisyksiköissä. Tutkimus osoitti, kuinka kuvausjännitteen ja potilaan koon vaihtelut vaikuttavat säteilyaltistuksen voimakkuuteen tutkimushuoneessa. Näiden havaintojen perusteella voidaan kehittää säteilyturvallisempia käytäntöjä erityisesti suurikokoisten potilaiden tutkimuksissa.

Tutkimuksen tulokset vahvistavat aiempaa tietoa aiheesta ja korostavat optimoitujen kuvausparametrien merkitystä säteilyaltistuksen vähentämisessä terveydenhuollossa. Työssä tuotettujen säteilyn sirontakarttojen avulla voidaan tunnistaa turvallisempia oleskelualueita TT-tutkimushuoneessa ja ohjeistaa hoitohenkilökuntaa tai kiinnipitäjiä sijoittumaan turvallisemmin tutkimusten aikana. Tulosten ja sirontakarttojen avulla voidaan myös määrittää, mitkä alueet ovat alttiimpia säteilyn sironnalle ja tarvitsevat erityistä huomiota säteilysuojelun näkökulmasta. Lisäksi tutkimus tarjoaa ohjeistusta

myös potilaiden säteilyaltistuksen optimointiin ja kuvausprotokollien räätälöintiin yksilöllisesti potilaan koon mukaan.

Näitä tietoja voidaan hyödyntää kuvantamisyksikön säteilyturvallisuuskoulutuksissa, joissa sirontakartat ja kaaviot havainnollistavat säteilyn käyttäytymistä sekä hallintaa käytännön työssä. Tämä edistää säteilyturvallisuuskulttuurin kehittämistä ja turvallisempien työympäristöjen luomista TT-tutkimusten parissa, joissa ionisoiva säteily ja säteilyaltistus on osa arkipäivää. Samalla se auttaa täyttämään Suomen lainsäädännön vaatimukset työturvallisuuden ja säteilyn lääketieteellisen käytön osalta.

Tutkimuksessa mitattujen säteilyannosten (n=880) tuloksilla koulutettiin lisäksi koneoppimisalgoritmi, joka potentiaalisesti mahdollistaa säteilyn sirontakarttojen nykyistä tarkemman määrityksen Sairasen tietokoneohjelmalla. Tämä työ mahdollistakin ohjelmiston kehittämisen entistä luotettavammaksi ja tehokkaammaksi työkaluksi säteilyn sirontaan analysoinnissa. Samalla tarjoten arvokasta tietoa säteilyturvallisuuden parantamiseksi ja voi toimia esimerkkinä siitä, kuinka tutkimustuloksia voidaan hyödyntää tekoälyä hyödyntävissä sovelluksissa terveydenhuollon alalla. Tulokset tarjoavat myös lähtökohdan jatkotutkimuksille, joissa voitaisiin tarkastella eri kuvausparametrien ja potilasryhmien vaikutuksia yksityiskohtaisemmin ja mittaustulokset toimivat myös pohjana tulevalle tieteelliselle tutkimukselle tekoälyn käytöstä säteilyn sirontaan määrittämiseksi sairaalaympäristössä. Jatkotutkimusehdotuksena olisi toteuttaa vastaavanlainen mittaustutkimus TT-laitteen uusissa tiloissa Assi-sairaalassa, jolloin voitaisiin tutkia tarkemmin huoneen geometrisia vaikutuksia säteilyn sirontaan ja vertailla saatuja tuloksia Sairasen kehittämän ohjelmiston luomiin sirontaennusteisiin.

Tämän tutkimuksen perusteella Kanta-Hämeen keskussairaalaan suositellaan 100 kV:n kuvausprotokollan laajempaa käyttöä TT-kuvantamisohjatuissa toimenpiteissä, erityisesti hermojuuri- ja biopsioissa. Tavoitteena tällä muutoksella on vähentää säteilyn haittavaikutuksia sekä potilaille että hoitohenkilökunnalle. Muutoksen täytäntöönpanossa tulee huomioida silti potilaan yksilölliset ominaisuudet, jotta diagnostinen tarkkuus säilyy riittävällä tasolla ja TT-kuvantamisohjatut toimenpiteet saadaan onnistuneesti tehtyä. Yksilöllisesti suunnitellut kuvausprotokollat ja tehokkaat suojaustoimenpiteet ovat keskeisiä säteilyturvallisuuden parantamisessa niin potilaille kuin hoitohenkilökunnalle. Tämä suositus perustuu myös aiempiin tutkimuksiin, jotka ovat osoittaneet, että kuvausjännitteen laskeminen vähentää merkittävästi sekä sironneen säteilyn että potilaskohtaisen säteilyannoksen määrää ilman, että toimenpiteiden onnistumisprosentti heikkenee (Rezazadeh ym. 2014, 350; Chen ym. 2021, 11; Arao ym. 2023, 2340).

## LÄHTEET

Työssä on käytetty tekoälyä seuraavasti: ChatGPT 2025. OpenAI. GPT-4o. Käytetty kielentarkistukseen, tammikuu 2025. <https://chat.openai.com>

AAPM 2011. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. American Association of Physicist in Medicine. [https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT\\_204.pdf](https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf). Viitattu 7.8.2024.

Ahokas, J. 2023. Sironnut säteily näkyväksi. Erikoislääkäri, 4/23. [https://www.sely.fi/wp-content/uploads/EL42023\\_147.pdf](https://www.sely.fi/wp-content/uploads/EL42023_147.pdf). Viitattu 7.6.2024.

Arao, S., Masuda, T., Oku, T., Ono, A., & Okura, Y. 2023. Utility of lower tube voltage scans in reducing exposure of healthcare workers within computed tomography room to scattered radiation. *Radiation Protection Dosimetry*, 199(19), 2338-2343. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncad240>. Viitattu 16.6.2024.

Arene 2019. Opinnäytetöiden eettiset suositukset. Verkkojulkaisu. <https://arene.fi/julkaisut/raportit/opinnaytetoiden-eettiset-suositukset/>. Viitattu 10.11.2024.

Ashraf, M., Choudhary, N., Hussain, S. S., Kamboh, U. A., & Ashraf, N. 2020. Role of intraoperative computed tomography scanner in modern neurosurgery—An early experience. *Surgical neurology international*, 11. [https://doi.org/10.25259/SNI\\_303\\_2020](https://doi.org/10.25259/SNI_303_2020). Viitattu 13.10.2024.

Boone, J. M. 2022. The Size-specific Dose Estimate in CT Is Accurate across X-Ray Tube Potential: Why That Should Matter to the Practicing Radiologist. *Radiology*, 303(2), 412-413. <https://doi.org/10.1148/radiol.212801>. Viitattu 7.8.2024.

Bos, D., Guberina, N., Zensen, S., Opitz, M., Forsting, M. & Wetter, A. 2023. Radiation exposure in computed tomography. *Deutsches Ärzteblatt International*, 120(9), 135. <https://doi.org/10.3238/arztebl.m2022.0395>. Viitattu 19.1.2025.

Cardis, E., Vrijheid, M., Blettner, M., Gilbert, E., Hakama, M., Hill, C., Howe, G., Kaldor, J., Muirhead, C. R., Schubauer-Berigan, M., Yoshimura, T., Bermann, F., Cowper, G., Fix, J., Hacker, C., Heinmiller, B., Marshall, M., Thierry-Chef, I., Utterback, D., Ahn, Y-O, Amoros, E., Ashmore, P., Auvinen, A., Bae, J-M., Bernar Solano, J., Biau, A., Combalot, E., Deboodt, P., Diez Sacristan, A., Eklof, M., Engels, H., Engholm, G., Gulis, G., Habib, R., Holan, K., Hyvonen, H., Kerekes, A., Kurtinaitis, J., Malker, H., Martuzzi, M., Mastauskas, A., Monnet, A., Moser, M., Pearce, M. S., Richardson, D. B., Rodriguez-Artalejo, F., Rogel, A., Tardy, H., Telle-Lamberton, M., Turai, I. Usel, M. & Veress, K. 2005. Risk of cancer after low doses of ionising radiation: retrospective cohort study in 15 countries. *BMJ*, 331(7508), 77. <https://doi.org/10.1136/bmj.38499.599861.E0>. Viitattu 16.6.2024.

Chen, L., Wu, P-A., Tu, H-Y., Sheu, M-H. & Huang, L-C. 2021. Variation in tube voltage for pediatric neck 64VCT: Effect on radiation dose and image quality. *PLoS One*, 16(11), e0259772. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0259772>. Viitattu 9.6.2024.

Daioku, T., Kobayashi, M. & Oishi, F. 2021. Development of Visual Educational Materials for Radiation Protection in Computed Tomography. *Journal of Radiology Nursing*, 40(3), 268–274. <https://doi.org/10.1016/j.jradnu.2021.04.006>. Viitattu 2.1.2025.

EPA 2024. Protecting Yourself from Radiation. United States Environmental Protection Agency. Verkkojulkaisu. Päivitetty 6.6.2024. <https://www.epa.gov/radiation/protecting-yourself-radiation>. Viitattu 3.1.2025.

- Fiagbedzi, E. W., Gorleku, P. N., Nyarko, S., Atuwu-Ampoh, V. D., Fiagan, Y. A. C. & Asare, A. 2022. The Role of Artificial Intelligence (AI) in Radiation Protection of Computed Tomography and Fluoroscopy: A Review. *Open Journal of Medical Imaging*, 12(01), 25–36. <https://doi.org/10.4236/ojmi.2022.121004>. Viitattu 18.5.2024.
- Heikkilä, T. 2014. Tilastollinen tutkimus. Helsinki: Edita Publishing Oy. Viitattu 11.9.2024.
- Hemaya, Mo., Hemaya, Ma. & Habeeb, A. 2022. The Risks Associated With Computed Tomography Scans: An Assessment of the Readability and Reliability of Online Text Available for Patient Information and Guidance. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.30758>. Viitattu 4.6.2024.
- Hermena, S. & Young, M. 2023. CT-scan Image Production Procedures. Verkkajulkaisu. Päivitetty 8.8.2023. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK574548/>. Viitattu 4.1.2025.
- Huhtanen, H., Nyman, M., Karlsson, A. & Hirvonen, J. 2020. Tekoäly radiologiassa. *Duodecim* 2020;136:1957–64. <https://www.duodecimlehti.fi/xmedia/duo/duo15753.pdf>. Viitattu 8.8.2024.
- IBM n.d. IBM SPSS Statistics. Verkkajulkaisu. <https://www.ibm.com/products/spss-statistics>. Viitattu 3.1.2025.
- ICRP 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann. ICRP* 37(2–4). [https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB\\_37\\_2-4](https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_37_2-4). Viitattu 11.9.2024.
- ICRP 2012. ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. ICRP Publication 118. *Ann. ICRP* 41(1/2). [https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB\\_41\\_1-2](https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_41_1-2). Viitattu 18.1.2025.
- ICRP 2021. Use of dose quantities in radiological protection. ICRP Publication 147. *Ann. ICRP*, 50(1). [https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB\\_50\\_1](https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_50_1). Viitattu 21.8.2024.
- Järvi, E-M. 2024. Säteilymittari tuettuna telineeseen. Valokuva 18.6.2024. Hämeenlinna: E-M. Järven kokoelmat.
- Jung, H. 2021. Basic physical principles and clinical applications of computed tomography. *Progress in Medical Physics*, 32(1), 1–17. <https://doi.org/10.14316/pmp.2021.32.1.1>. Viitattu 8.12.2024.
- Kajjaluooto, S. 2016. Isotooppilääketieteen TT-opas. STUK opastaa 11/2016. Helsinki: Säteilyturvakeskus. <https://urn.fi/URN:ISBN:978-952-309-339-3>. Viitattu 7.8.2024.
- Keiski, R., Hämäläinen, K., Karhunen, M., Löfström, E., Näreaho, S., Varantola, K., Spoofo, S-K., Tarkiainen, T., Kaila, E. & Aittasalo, M. 2023. Hyvä tieteellinen käytäntö ja sen loukkausepäilyjen käsitteleminen Suomessa. Tutkimuseettinen neuvottelukunta. [https://tenk.fi/sites/default/files/2023-03/HTK-ohje\\_2023.pdf](https://tenk.fi/sites/default/files/2023-03/HTK-ohje_2023.pdf). Viitattu 7.8.2024.
- Koetzier, L. R., Mastrodicasa, D., Szczykutowicz, T. P., van der Werf, N. R., Wang, A. S., Sandfort, V., van der Molen, A. J., Fleischmann, D. & Willeminck M. J. 2023. Deep Learning Image Reconstruction for CT: Technical Principles and Clinical Prospects. *Radiology*, 306(3), e221257. <https://doi.org/10.1148/radiol.221257>. Viitattu 8.6.2024.
- Kortesniemi, M. & Lantto, E. 2015. Tietokonetomografioiden optimointi: Säteitä säästään, laadusta tinkimättä. *Duodecim* 2015; 131:42–8. <https://www.duodecimlehti.fi/xmedia/duo/duo12009.pdf>. Viitattu 8.12.2024.
- Lajunen, A. 2024. TT-tutkimusten uudet vertailutasot. Luento. Sädeturvapäivät 2024. Tampere-talo 1.11.2024.
- Lammentausta, E. 2017. Ionisoivan säteilyn fysiikka. Radiologisen kuvantamisen fysiikka ja tekniikka. E-kirja. Teoksessa Sequeiros, R. B., Koskinen, S. K., Aronen, H. J., Lundbom, N., Vanninen, R. & Tervonen, O. (toim.) *Kliininen radiologia*. *Duodecim Oppiportti*. Viitattu 7.6.2024.

- Lira, D., Padole, A., Kalra, M. K. & Singh, S. 2015. Tube Potential and CT Radiation Dose Optimization. *American Journal of Roentgenology*, 204(1), W4–W10. <https://doi.org/10.2214/AJR.14.13281>. Viitattu 5.10.2024.
- Luxenhofer, M., Beisemann, N., Schnetzke, M., Vetter, S. Y., Grützner, P. A., Franke, J., & Keil, H. 2020. Diagnostic accuracy of intraoperative CT-imaging in complex articular fractures—a cadaveric study. *Scientific Reports*, 10(1), 4530. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-61267-w>. Viitattu 13.10.2024.
- Maldjian, P. D. & Goldman, A. R. 2013. Reducing Radiation Dose in Body CT: A Primer on Dose Metrics and Key CT Technical Parameters. *American Journal of Roentgenology*, 200(4), 741–747. <https://doi.org/10.2214/AJR.12.9768>. Viitattu 10.6.2024.
- Martin, C. J. & Sookpeng, S. 2016. Setting up computed tomography automatic tube current modulation systems. *Journal of Radiological Protection*, 36(3), R74. <https://doi.org/10.1088/0952-4746/36/3/R74>. Viitattu 13.1.2025.
- Marttila, O. J. 2002. Suureet ja yksiköt. Teoksessa: Ikäheimonen T. K. (toim.) Säteily ja sen havaitseminen. Säteily- ja ydinturvallisuussarja, osa 1. Säteilyturvakeskus. <https://stuk.fi/sateily-ja-ydinturvallisuus-kirjasarja>. Viitattu 20.11.2024.
- Mayo-Smith, W. W., Hara, A. K., Mahesh, M., Sahani, D. V. & Pavlicek, W. 2014. How I do it: managing radiation dose in CT. *Radiology*, 273(3), 657–672. <https://doi.org/10.1148/radiol.14132328>. Viitattu 11.6.2024.
- Mustonen, R. & Salo, A. 2002. Säteily ja solu. Teoksessa: Paile W. (toim.) Säteilyn terveysvaikutukset. Säteily- ja ydinturvallisuussarja, osa 4. Säteilyturvakeskus. <https://stuk.fi/sateily-ja-ydinturvallisuus-kirjasarja>. Viitattu 11.6.2024.
- Mustonen, R., Sjöblom, K-L, Bly, R., Havukainen, R., Ikäheimonen, T. K., Kosunen, A., Markkanen, M. & Paile, W. 2009. Säteilysuojelun perussuosituksat 2007. Suomenkielinen lyhennelmä julkaisusta ICRP-103. <https://urn.fi/URN:NBN:fi-fe2014120249568>. Viitattu 6.6.2024.
- Najjar, R. 2023. Redefining radiology: a review of artificial intelligence integration in medical imaging. *Diagnostics*, 13(17), 2760. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13172760>. Viitattu 14.1.2025.
- Nakatani, M., Kariya, S., Ono, Y., Maruyama, T., Ueno, Y., Komemushi, A. & Tanigawa, N. 2022. Radiation Exposure and Protection in Computed Tomography Fluoroscopy. *Interventional Radiology*, 7(2), 49–53. <https://doi.org/10.22575/interventionalradiology.2022-0010>. Viitattu 5.6.2024.
- NIBIP 2022. Computed Tomography (CT). National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. Verkkojulkaisu. Päivitetty kesäkuu 2022. <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/computed-tomography-ct>. Viitattu 8.12.2024.
- Nieminen, M. & Oikarinen, H. 2017. Säteilysuojelu ja optimointi. Säteilysuojelu ja turvallisuus. E-kirja. Teoksessa Sequeiros, R. B., Koskinen, S. K., Aronen, H. J., Lundbom, N., Vanninen, R. & Tervonen, O. (toim.) Kliininen radiologia. Duodecim Oppiportti. Viitattu 16.6.2024.
- Nieminen, M. 2017a. Röntgensäteilyyn perustuvat menetelmät. Radiologisen kuvantamisen fysiikka ja tekniikka E-kirja. Teoksessa Sequeiros, R. B., Koskinen, S. K., Aronen, H. J., Lundbom, N., Vanninen, R. & Tervonen, O. (toim.) Kliininen radiologia. Duodecim Oppiportti. Viitattu 16.6.2024.
- Nieminen, M. 2017b. Säteilysuojelusäädöstö. Säteilysuojelu ja turvallisuus. E-kirja. Teoksessa Sequeiros, R. B., Koskinen, S. K., Aronen, H. J., Lundbom, N., Vanninen, R. & Tervonen, O. (toim.) Kliininen radiologia. Duodecim Oppiportti. Viitattu 16.6.2024.
- NIH 2024. MEDLINE Overview. National Library of Medicine. Päivitetty 5.2.2024. [https://www.nlm.nih.gov/medline/medline\\_overview.html](https://www.nlm.nih.gov/medline/medline_overview.html). Viitattu 9.11.2024.

- Nummenmaa, L. 2004. Käyttötymistieteiden tilastolliset menetelmät. Helsinki: Kustannusosakeyhtiö Tammi. Viitattu 11.11.2024.
- Paile, W. 2002. Säteilyn hättävaiikutusten luokittelu. E-kirja. Teoksessa: Paile W. (toim.) Säteilyn terveysvaikutukset. Säteily- ja ydinturvallisuusarja, osa 4. Säteilyturvakeskus. <https://stuk.fi/sateily-ja-ydinturvallisuus-kirjasarja>. Viitattu 9.11.2024.
- Park, J., Choi, Y., Cheon, J-E., Kim, W., Kim, I-O., Cho, H., Ryu, Y. & Kim, Y. 2017. Image quality and radiation dose of brain computed tomography in children: effects of decreasing tube voltage from 120 kVp to 80 kVp: *Pediatric Radiology*. *Pediatric Radiology*, 47(6), 710–717. <https://doi.org/10.1007/s00247-017-3799-8>. Viitattu 10.6.2024.
- RadDW 2024. Kanta-Hämeen keskussairaalan Hämeenlinnan yksikön tietokonetomografiatutkimus ja -toimenpidemäärät vuodelta 2022–2023. Raportointi- ja analysointiohjelmisto. Viitattu 25.6.2024.
- Raza, M. A., Aziz, S., Noreen, M., Saeed, A., Anjum, I., Ahmed, M. & Raza, S. M. 2022. Artificial intelligence (AI) in pharmacy: an overview of innovations. *INNOVATIONS in pharmacy*, 13(2). <https://doi.org/10.24926/iip.v13i2.4839>. Viitattu 18.5.2024.
- Research Rabbit 2023. Verkkosivu. <https://www.researchrabbit.ai>. Viitattu 24.6.2024.
- Rezazadeh, S., Co, S. J. & Bicknell, S. 2014. Reduced kilovoltage in computed tomography–guided intervention in a community hospital: effect on the radiation dose. *Canadian Association of Radiologists Journal*, 65(4), 345–351. <https://doi.org/10.1016/j.carj.2014.04.002>. Viitattu 17.6.2024.
- Rinta-Kiikka, I., Laarne, P. & Holli-Helenius, K. 2020. Säteilylaki uudistui – koko organisaation turvallisuuskulttuuri korostuu potilaan kuvantamisessa. *Lääketieteellinen Aikakauskirja Duodecim* 2020;136(21):2409–14. <https://www.duodecimlehti.fi/xmedia/duo/duo15868.pdf>. Viitattu 9.9.2024.
- RTI 2024. Independent x-ray quality assurance. Piranha meters. RTI Group. Esite. Viitattu 6.6.2024.
- Ruonala, V. 2022. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2021. <https://urn.fi/URN:ISBN:978-952-309-543-4>. Viitattu 25.5.2024.
- Russ, E., Davis, C. M., Slaven, J. E., Bradfield, D. T., Selwyn, R. G., & Day, R. M. 2022. Comparison of the medical uses and cellular effects of high and low linear energy transfer radiation. *Toxics*, 10(10), 628. <https://doi.org/10.3390/toxics10100628>. Viitattu 12.10.2024.
- Sairanen, V. & Andersson, J. 2023. Outliers in diffusion-weighted MRI: Exploring detection models and mitigation strategies. *NeuroImage*, 283, 120397. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2023.120397>. Viitattu 22.1.2025.
- Sairanen, V. 2024. Sairaalfysikko. Kanta-Hämeen hyvinvointialue. Haastattelu 13.12.2024.
- Sairanen, V. 2025. Ohjelmiston luomat ennusteet säteilyn sironnasta tutkimushuoneessa neljän tutkimusasetelman osalta. Valokuva 3.1.2025. Hämeenlinna: V. Sairasen kokoelmat.
- Samei, E. & Peck, D. J. 2019. *Hendee's physics of medical imaging*. 5. painos. John Wiley & Sons, Incorporated. E-Kirja. Viitattu 29.8.2024.
- Seeram, E. 2018. Computed Tomography: A Technical Review. *Radiologic Technology*, 89(3), 279CT–302CT. <http://www.radiologictechnology.org/content/89/3/279CT>. Viitattu 31.12.2024.
- Seeram, E. 2020. Computed tomography image reconstruction. *Radiologic Technology*, 92(2), 155CT–169CT. <http://www.radiologictechnology.org/content/92/2/155CT.long>. Viitattu 31.12.2024.
- Siemens 2024. CT-guided interventions. Verkköjulkaisu. Päivitetty 2024. <https://www.siemens-healthineers.com/fi/computed-tomography/ct-clinical-fields/ct-guided-interventions>. Viitattu 14.8.2024.

Smith-Bindman, R., Kang, T., Chu, P. W., Wang, Y., Stewart, C., Das, M., Duong, P.-A., Cervantes, L., Lamba, R., Lee, R. K., MacLeod, F., Kasraie, N., Neill, R., Pike, P., Roehm, J., Schindera, S., Chung, R., Delman, B. N., Jeukens, C. R. L. P. N., Starkey, L. J. & Szczykutowicz, T. P. 2023. Large variation in radiation dose for routine abdomen CT: reasons for excess and easy tips for reduction. *European Radiology*. <https://doi.org/10.1007/s00330-023-10076-6>. Viitattu 4.8.2024.

Smith-Bindman, R., Kwan, M. L., Marlow, E. C., Theis, M. K., Bolch, W., Cheng, S. Y., Bowles, E. J. A., Duncan, J.R., Greenlee, R. T., Kushi, L. H., Pole, J. D., Rahm, A. K., Stout, N. K., Weinmann, S. & Miglioretti, D. L. 2019. Trends in use of medical imaging in US health care systems and in Ontario, Canada, 2000-2016. *Jama*, 322(9), 843–856. <https://doi.org/10.1001/jama.2019.11456>. Viitattu 19.1.2025.

Sosiaali- ja terveystieteiden ministeriö n.d. Säteilynsuojelu. Verkkojulkaisu. <https://stm.fi/sateilynsuojelu>. Viitattu 29.5.2024.

Sosiaali- ja terveystieteiden ministeriön asetus ionisoivasta säteilystä 1044/2018. <https://www.finlex.fi/fi/laki/ajantasa/2018/20181044>. Viitattu 29.5.2024.

STUK 2018. Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa. STUK opastaa. Säteilyturvakeskus. <https://urn.fi/URN:ISBN:978-952-309-417-8>. Viitattu 17.5.2024.

STUK 2023a. Mitä säteily on? Säteilyturvakeskus. Verkkojulkaisu. <https://stuk.fi/mita-sateily-on>. Viitattu 18.5.2024.

STUK 2023b. Säteilymittaukset ja hyväksynnät. Säteilyturvakeskus. Verkkojulkaisu. <https://stuk.fi/sateilymittaukset-ja-hyvaksynnat>. Viitattu 17.5.2024.

STUK 2023c. Säteilyn terveysvaikutukset. Säteilyturvakeskus. Verkkojulkaisu. <https://stuk.fi/sateilyn-terveysvaikutukset>. Viitattu 9.11.2024.

STUK 2023d. Työntekijän säteilyaltistus ja terveydentilan seuranta. Säteilyturvakeskus. Verkkojulkaisu. <https://stuk.fi/tyontekijan-sateilyaltistus-ja-terveydentilan-seuranta>. Viitattu 17.7.2024.

STUK 2024. Säteilytilanne tänään. Verkkojulkaisu. <https://stuk.fi/sateilytilanne-tanaan>. Viitattu 25.6.2024.

STUK S/4/2019. Säteilyturvakeskuksen määräys oikeutusarvioinnista ja säteilynsuojelun optimoinnista lääketieteellisessä altistuksessa. Annettu 4.4.2019. <https://www.stuklex.fi/fi/maarays/stuk-s-4-2019>. Viitattu 11.6.2024.

STUK S/7/2021. Säteilyturvakeskuksen määräys ionisoivan säteilyn mittauksista. Annettu 27.4.2021. <https://www.stuklex.fi/fi/maarays/stuk-s-7-2021>. Viitattu 9.6.2024.

Sun Nuclear n.d. CTDI Phantoms. Sun Nuclear Corporation. Esite. [https://www.sunnuclear.com/uploads/documents/datasheets/Diagnostic/CTDIPhantom\\_120120.pdf](https://www.sunnuclear.com/uploads/documents/datasheets/Diagnostic/CTDIPhantom_120120.pdf). Viitattu 9.6.2024.

Syväranta, S., Vuorinen, A-M. & Tokola, A. 2021. Radiologisen kuvantamisen perusteet. *Lääketieteellinen Aikakauskirja Duodecim* 2021;137(9):969–76. <https://www.duodecimlehti.fi/xmedia/duo/duo16215.pdf>. Viitattu 4.6.2024.

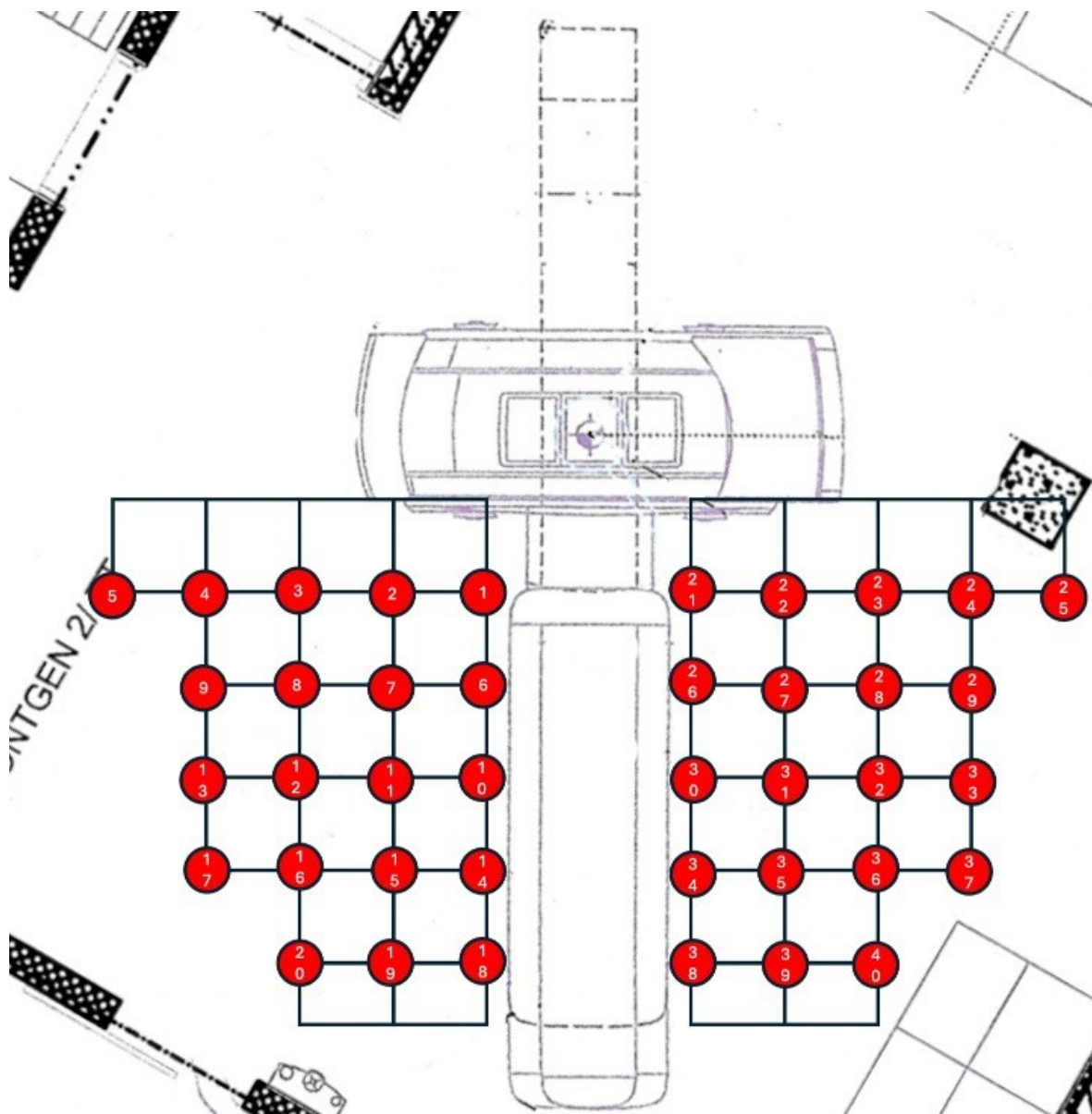
Säteilylaki 859/2018. <https://www.finlex.fi/fi/laki/alkup/2018/20180859>. Viitattu 11.6.2024.

TENK 2024. Hyvä tieteellinen käytäntö (HTK). Päivitetty 22.4.2024. <https://tenk.fi/fi/hyva-tieteellinen-kaytanto-htk>. Viitattu 10.11.2024.

Terveyskylä 2023. Tietoa tutkimusten säteilyannoksista. Päivitetty 10.3.2023. Verkkojulkaisu. <https://www.terveyskyla.fi/tutkimukseen/ennen-tutkimusta/tietoa-sateilysta/tietoa-sateilyannoksista>. Viitattu 31.8.2024.

- THL 2019. FinTerveys – väestötutkimus 2017. Terveiden ja hyvinvoinnin laitos. Verkkojulkaisu. [https://www.terveytemme.fi/finterveys/html/ft17\\_tt2\\_3\\_pituus.html](https://www.terveytemme.fi/finterveys/html/ft17_tt2_3_pituus.html). Viitattu 24.1.2025.
- Tietoarkisto n.d.a. Mittaaminen: Muuttujien ominaisuudet. Teoksessa Kvantitatiivisen tutkimuksen verkkokäsikirja. Tampere: Yhteiskuntatieteellinen tietoarkisto. <https://www.fsd.tuni.fi/fi/palvelut/menetelmaopetus/>. Viitattu 6.10.2024.
- Tietoarkisto n.d.b. Tutkimusprosessi. Teoksessa Kvantitatiivisen tutkimuksen verkkokäsikirja. Tampere: Yhteiskuntatieteellinen tietoarkisto. <https://www.fsd.tuni.fi/fi/palvelut/menetelmaopetus/>. Viitattu 4.1.2025.
- Tietoarkisto n.d.c. Varianssianalyysi. Teoksessa Kvantitatiivisen tutkimuksen verkkokäsikirja. Tampere: Yhteiskuntatieteellinen tietoarkisto. <https://www.fsd.tuni.fi/fi/palvelut/menetelmaopetus/>. Viitattu 4.1.2025.
- Uhari, M. & Nieminen, P. 2014. Tietojenkäsittely. E-kirja. Teoksessa Epidemiologia ja biostatistiikka. Duodecim Oppiportti. Viitattu 6.8.2024.
- Valente, D., Gentileschi, M. P., Valenti, A., Burgio, M., Soddu, S., Bruzzaniti, V., Guerrisi, A. & Verdina, A. 2024. Cumulative Dose from Recurrent CT Scans: Exploring the DNA Damage Response in Human Non-Transformed Cells. *International Journal of Molecular Sciences*, 25(13), 7064. <https://doi.org/10.3390/ijms25137064>. Viitattu 12.10.2024.
- Valtioneuvoston asetus ionisoivasta säteilystä 1034/2018. <https://finlex.fi/fi/laki/alkup/2018/20181034>. Viitattu 16.6.2024.
- Vilkka, H. 2007. Tutki ja mittaa : määrällisen tutkimuksen perusteet. Helsinki: Tammi. Viitattu 6.6.2024.
- Vilkka, H. 2021. Näin onnistut opinnäytetyössä - Ratkaisut tutkimuksen umpikujiin. Jyväskylä: PS-Kustannus. Viitattu 16.6.2024.
- Vilkka, H. 2023. Kirjallisuuskatsaus metodina, opinnäytetyön osana ja tekstilajina. Helsinki: Art House Oy. Viitattu 10.6.2024.
- Viola, R. J., Nguyen, G. B., Yoshizumi, T. T., Stinnett, S.S., Hoang, J. K. & Kranz, P. G. 2014. Effect of body habitus on radiation dose during CT fluoroscopy-guided spine injections. *Interventional Neuroradiology*, 20(5), 525–532. <https://doi.org/10.15274/INR-2014-10043>. Viitattu 24.6.2024
- Wegner, M., Gargioni, E. & Krause, D. 2023. Classification of phantoms for medical imaging. *Procedia CIRP*, 119, 1140–1145. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2023.03.154>. Viitattu 31.12.2024
- WHO 2023. Ionizing radiation and health effects. World Health Organization. Verkkojulkaisu. Päivitetty 23.7.2023. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-and-health-effects>. Viitattu 2.1.2025.
- WHO 2024. Enhancing radiation safety culture in health care: guidance for health care providers. Geneva: World Health Organization. <https://www.who.int/publications/i/item/9789240091115>. Viitattu 13.1.2025.
- Yeung, A. W. K. 2019. The 'As Low as Reasonably Achievable'(ALARA) principle: a brief historical overview and a bibliometric analysis of the most cited publications. *Radioprotection* 2019, 54(2), 103–109. <https://doi.org/10.1051/radiopro/2019016>. Viitattu 11.6.2024.
- Zhao, A., Fopma, S., & Agrawal, R. 2022. Demystifying the CT radiation dose sheet. *RadioGraphics*, 42(4), 1239-1250. <https://doi.org/10.1148/rg.210107>. Viitattu 21.1.2025.

LIITE 1: MITTAUSPISTEET



## LIITE 2: MITTAUSTULOKSET ILMAN UUSINTAMITTAUKSIA (N=800)

Sijainti Etäisyys (cm) isosentriin Astekulma (°) isosentriin	Kuvausjännite	Fantomi	N	Säteilyannosnopeus $\mu\text{Sv/h}$ Prosenttipiste		
				25.	50.	75.
<b>Mittauspiste 1</b>	100 kV	16 cm	5,00	2617,20	2692,80	2973,60
113,6 cm	100 kV	32 cm	5,00	3225,60	3283,20	3394,80
44,8 °	120 kV	16 cm	5,00	4543,20	4636,80	4766,40
	120 kV	32 cm	5,00	5907,60	5925,60	5943,60
<b>Mittauspiste 2</b>	100 kV	16 cm	5,00	450,00	453,60	504,00
153,2 cm	100 kV	32 cm	5,00	504,00	518,40	518,40
31,5 °	120 kV	16 cm	5,00	1022,40	1137,60	1170,00
	120 kV	32 cm	5,00	1026,00	1166,40	1216,80
<b>Mittauspiste 3</b>	100 kV	16 cm	5,00	115,20	122,40	122,40
197,6 cm	100 kV	32 cm	5,00	111,60	115,20	118,80
23,9 °	120 kV	16 cm	5,00	230,40	230,40	230,40
	120 kV	32 cm	5,00	223,20	230,40	230,40
<b>Mittauspiste 4</b>	100 kV	16 cm	5,00	61,20	64,80	64,80
244,1 cm	100 kV	32 cm	5,00	61,20	64,80	64,80
19,1 °	120 kV	16 cm	5,00	115,20	122,40	126,00
	120 kV	32 cm	5,00	118,80	122,40	126,00
<b>Mittauspiste 5</b>	100 kV	16 cm	5,00	46,80	50,40	50,40
291,8 cm	100 kV	32 cm	5,00	46,80	50,40	50,40
15,9 °	120 kV	16 cm	5,00	82,80	86,40	86,40
	120 kV	32 cm	5,00	82,80	86,40	90,00
<b>Mittauspiste 6</b>	100 kV	16 cm	5,00	1288,80	2016,00	2350,80
153,0 cm	100 kV	32 cm	5,00	1944,00	2001,60	2268,00
58,2 °	120 kV	16 cm	5,00	2433,60	3146,40	3308,40
	120 kV	32 cm	5,00	3434,40	3686,40	4230,00
<b>Mittauspiste 7</b>	100 kV	16 cm	5,00	1069,20	1108,80	1677,60
184,3 cm	100 kV	32 cm	5,00	1393,20	1411,20	1422,00
44,9 °	120 kV	16 cm	5,00	1778,40	1792,80	2059,20
	120 kV	32 cm	5,00	2422,80	2469,60	2739,60
<b>Mittauspiste 8</b>	100 kV	16 cm	5,00	597,60	691,20	774,00
222,6 cm	100 kV	32 cm	5,00	435,60	540,00	547,20
35,7 °	120 kV	16 cm	5,00	1087,20	1360,80	1404,00
	120 kV	32 cm	5,00	860,40	964,80	1022,40
<b>Mittauspiste 9</b>	100 kV	16 cm	5,00	108,00	115,20	115,20
264,8 cm	100 kV	32 cm	5,00	129,60	129,60	136,80
29,4 °	120 kV	16 cm	5,00	194,40	194,40	194,40
	120 kV	32 cm	5,00	234,00	237,60	237,60
<b>Mittauspiste 10</b>	100 kV	16 cm	5,00	817,20	907,20	1249,20
197,2 cm	100 kV	32 cm	5,00	1065,60	1116,00	1166,40
65,9 °	120 kV	16 cm	5,00	1299,60	1317,60	2343,60
	120 kV	32 cm	5,00	2030,40	2268,00	2552,40

Sijainti Etäisyys (cm) isosentriin Astekulma (°) isosentriin	Kuvausjännite	Fantomi	N	Säteilyannosnopeus µSv/h		
				Prosenttipiste		
				25.	50.	75.
<b>Mittauspiste 11</b>	100 kV	16 cm	5,00	640,80	662,40	842,40
222,4 cm	100 kV	32 cm	5,00	932,40	1036,80	1357,20
54,0 °	120 kV	16 cm	5,00	1130,40	1202,40	1983,60
	120 kV	32 cm	5,00	1562,40	1569,60	1965,60
<b>Mittauspiste 12</b>	100 kV	16 cm	5,00	532,80	532,80	925,20
255,0 cm	100 kV	32 cm	5,00	712,80	734,40	943,20
44,9 °	120 kV	16 cm	5,00	968,40	1497,60	2458,80
	120 kV	32 cm	5,00	1227,60	1288,80	1839,60
<b>Mittauspiste 13</b>	100 kV	16 cm	5,00	306,00	309,60	316,80
292,6 cm	100 kV	32 cm	5,00	273,60	273,60	277,20
38,0 °	120 kV	16 cm	5,00	597,60	612,00	860,40
	120 kV	32 cm	5,00	568,80	604,80	655,20
<b>Mittauspiste 14</b>	100 kV	16 cm	5,00	486,00	626,40	759,60
243,7 cm	100 kV	32 cm	5,00	694,80	712,80	849,60
70,7 °	120 kV	16 cm	5,00	792,00	820,80	907,20
	120 kV	32 cm	5,00	1198,80	1209,60	1558,80
<b>Mittauspiste 15</b>	100 kV	16 cm	5,00	352,80	360,00	367,20
264,5 cm	100 kV	32 cm	5,00	626,40	928,80	986,40
60,4 °	120 kV	16 cm	5,00	727,20	756,00	1245,60
	120 kV	32 cm	5,00	1123,20	1202,40	1267,20
<b>Mittauspiste 16</b>	100 kV	16 cm	5,00	306,00	309,60	313,20
292,5 cm	100 kV	32 cm	5,00	572,40	648,00	784,80
51,9 °	120 kV	16 cm	5,00	662,40	849,60	986,40
	120 kV	32 cm	5,00	903,60	914,40	972,00
<b>Mittauspiste 17</b>	100 kV	16 cm	5,00	255,60	259,20	266,40
325,7 cm	100 kV	32 cm	5,00	338,40	345,60	345,60
44,9 °	120 kV	16 cm	5,00	518,40	554,40	1083,60
	120 kV	32 cm	5,00	716,40	806,40	1065,60
<b>Mittauspiste 18</b>	100 kV	16 cm	5,00	248,40	252,00	259,20
291,4 cm	100 kV	32 cm	5,00	460,80	475,20	579,60
73,9 °	120 kV	16 cm	5,00	540,00	568,80	738,00
	120 kV	32 cm	5,00	907,20	1008,00	1425,60
<b>Mittauspiste 19</b>	100 kV	16 cm	5,00	244,80	244,80	252,00
309,0 cm	100 kV	32 cm	5,00	374,40	374,40	414,00
65,0 °	120 kV	16 cm	5,00	518,40	554,40	637,20
	120 kV	32 cm	5,00	763,20	828,00	1029,60
<b>Mittauspiste 20</b>	100 kV	16 cm	5,00	223,20	230,40	230,40
333,2 cm	100 kV	32 cm	5,00	327,60	331,20	334,80
57,2 °	120 kV	16 cm	5,00	374,40	374,40	381,60
	120 kV	32 cm	5,00	709,20	820,80	990,00

Sijainti Etäisyys (cm) isosentriin Astekulma (°) isosentriin	Kuvausjännite	Fantomi	N	Säteilyannosnopeus $\mu\text{Sv/h}$		
				Prosenttipiste		
				25.	50.	75.
<b>Mittauspiste 21</b>	100 kV	16 cm	5,00	2408,40	2505,60	2520,00
113,6 cm	100 kV	32 cm	5,00	3250,80	3340,80	3459,60
135,2 °	120 kV	16 cm	5,00	4507,20	4536,00	4564,80
	120 kV	32 cm	5,00	5886,00	6004,80	6109,20
<b>Mittauspiste 22</b>	100 kV	16 cm	5,00	1090,80	1123,20	1144,80
153,2 cm	100 kV	32 cm	5,00	1040,40	1065,60	1123,20
148,5 °	120 kV	16 cm	5,00	1414,80	1461,60	1472,40
	120 kV	32 cm	5,00	1699,20	1792,80	1893,60
<b>Mittauspiste 23</b>	100 kV	16 cm	5,00	122,40	129,60	129,60
197,6 cm	100 kV	32 cm	5,00	126,00	129,60	133,20
156,1 °	120 kV	16 cm	5,00	230,40	230,40	234,00
	120 kV	32 cm	5,00	234,00	237,60	244,80
<b>Mittauspiste 24</b>	100 kV	16 cm	5,00	64,80	64,80	68,40
244,1 cm	100 kV	32 cm	5,00	57,60	57,60	64,80
160,9 °	120 kV	16 cm	5,00	122,40	129,60	129,60
	120 kV	32 cm	5,00	111,60	115,20	115,20
<b>Mittauspiste 25</b>	100 kV	16 cm	5,00	43,20	43,20	43,20
291,8 cm	100 kV	32 cm	5,00	43,20	50,40	50,40
164,1 °	120 kV	16 cm	5,00	79,20	79,20	86,40
	120 kV	32 cm	5,00	82,80	86,40	90,00
<b>Mittauspiste 26</b>	100 kV	16 cm	5,00	1389,60	1692,00	1990,80
153,0 cm	100 kV	32 cm	5,00	1893,60	1987,20	2520,00
121,8 °	120 kV	16 cm	5,00	2336,40	2448,00	2822,40
	120 kV	32 cm	5,00	3312,00	3470,40	4168,80
<b>Mittauspiste 27</b>	100 kV	16 cm	5,00	1029,60	1058,40	1209,60
184,3 cm	100 kV	32 cm	5,00	1396,80	1555,20	1850,40
135,1 °	120 kV	16 cm	5,00	1771,20	2138,40	2962,80
	120 kV	32 cm	5,00	2444,40	2484,00	2588,40
<b>Mittauspiste 28</b>	100 kV	16 cm	5,00	712,80	849,60	946,80
226,6 cm	100 kV	32 cm	5,00	522,00	626,40	738,00
144,3 °	120 kV	16 cm	5,00	1231,20	1411,20	2858,40
	120 kV	32 cm	5,00	1080,00	1281,60	1922,40
<b>Mittauspiste 29</b>	100 kV	16 cm	5,00	115,20	122,40	122,40
264,8 cm	100 kV	32 cm	5,00	151,20	158,40	158,40
150,6 °	120 kV	16 cm	5,00	205,20	208,80	208,80
	120 kV	32 cm	5,00	262,80	266,40	277,20
<b>Mittauspiste 30</b>	100 kV	16 cm	5,00	756,00	784,80	1299,60
197,2 cm	100 kV	32 cm	5,00	1051,20	1094,40	1598,40
114,1 °	120 kV	16 cm	5,00	1278,00	1296,00	1332,00
	120 kV	32 cm	5,00	1900,80	1915,20	2163,60

Sijainti Etäisyys (cm) isosentriin Astekulma (°) isosentriin	Kuvausjännite	Fantomi	N	Säteilyannosnopeus $\mu\text{Sv/h}$		
				Prosenttipiste		
				25.	50.	75.
<b>Mittauspiste 31</b>	100 kV	16 cm	5,00	673,20	705,60	777,60
222,4 cm	100 kV	32 cm	5,00	918,00	950,40	1281,60
126,0 °	120 kV	16 cm	5,00	1105,20	1166,40	1404,00
	120 kV	32 cm	5,00	1612,80	1749,60	2066,40
<b>Mittauspiste 32</b>	100 kV	16 cm	5,00	648,00	777,60	1008,00
255,0 cm	100 kV	32 cm	5,00	651,60	712,80	734,40
135,1 °	120 kV	16 cm	5,00	900,00	950,40	1299,60
	120 kV	32 cm	5,00	1216,80	1296,00	2311,20
<b>Mittauspiste 33</b>	100 kV	16 cm	5,00	320,40	331,20	331,20
292,6 cm	100 kV	32 cm	5,00	280,80	280,80	288,00
142,0 °	120 kV	16 cm	5,00	777,60	792,00	1443,60
	120 kV	32 cm	5,00	601,20	1123,20	1368,00
<b>Mittauspiste 34</b>	100 kV	16 cm	5,00	460,80	518,40	565,20
243,7 cm	100 kV	32 cm	5,00	702,00	712,80	730,80
109,3 °	120 kV	16 cm	5,00	799,20	806,40	1029,60
	120 kV	32 cm	5,00	1566,00	1936,80	2185,20
<b>Mittauspiste 34</b>	100 kV	16 cm	5,00	374,40	374,40	378,00
243,7 cm	100 kV	32 cm	5,00	612,00	640,80	788,40
119,6 °	120 kV	16 cm	5,00	745,20	770,40	860,40
	120 kV	32 cm	5,00	1108,80	1173,60	1731,60
<b>Mittauspiste 36</b>	100 kV	16 cm	5,00	327,60	331,20	331,20
292,5 cm	100 kV	32 cm	5,00	590,40	612,00	831,60
128,1 °	120 kV	16 cm	5,00	648,00	763,20	1717,20
	120 kV	32 cm	5,00	921,60	928,80	943,20
<b>Mittauspiste 37</b>	100 kV	16 cm	5,00	262,80	266,40	273,60
325,7 cm	100 kV	32 cm	5,00	349,20	352,80	360,00
135,1 °	120 kV	16 cm	5,00	554,40	590,40	1141,20
	120 kV	32 cm	5,00	759,60	1058,40	1436,40
<b>Mittauspiste 38</b>	100 kV	16 cm	5,00	259,20	266,40	270,00
291,4 cm	100 kV	32 cm	5,00	460,80	468,00	579,60
106,1 °	120 kV	16 cm	5,00	525,60	532,80	590,40
	120 kV	32 cm	5,00	820,80	835,20	1206,00
<b>Mittauspiste 39</b>	100 kV	16 cm	5,00	252,00	252,00	252,00
309,0 cm	100 kV	32 cm	5,00	378,00	388,80	511,20
115,0 °	120 kV	16 cm	5,00	511,20	532,80	900,00
	120 kV	32 cm	5,00	781,20	864,00	1292,40
<b>Mittauspiste 40</b>	100 kV	16 cm	5,00	230,40	230,40	234,00
333,2 cm	100 kV	32 cm	5,00	331,20	338,40	338,40
122,8 °	120 kV	16 cm	5,00	471,60	532,80	705,60
	120 kV	32 cm	5,00	673,20	684,00	954,00